

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
Faculté de génie
Département de génie mécanique

Conception de muscles pneumatiques
durables pour des applications à haute
déformation et à haute densité de force

Thèse de doctorat
Spécialité : génie mécanique

Geneviève MIRON

Sherbrooke (Québec) Canada

Juillet 2018

MEMBRES DU JURY

Jean-Sébastien Plante

Directeur

François Charron

Évaluateur

Ève Langelier

Évaluatrice

Vincent Duchaine

Évaluateur

RÉSUMÉ

Le projet décrit dans cette thèse est basé sur un manipulateur, développé dans le cadre de ma maîtrise, qui utilise des actionneurs pneumatiques déformables (muscles) pour positionner un instrument médical en fonction d'une cible identifiée par imagerie à résonance magnétique (IRM). Une problématique est rapidement apparue : les muscles pneumatiques existants ne permettent pas une déformation supérieure à 35 % de leur longueur initiale, et à cette déformation, ne supportent que quelques milliers de cycles avant de fissurer. Il est apparu nécessaire de concevoir des muscles pneumatiques à haute déformation (50 %) pouvant supporter plus de 100 000 cycles.

Le principe de base d'un muscle pneumatique est une membrane élastomère contrainte par un renfort qui oriente la déformation lorsque la membrane est pressurisée. Des recherches ont montré que la problématique de compromis entre la déformation et la durée de vie est en fait commune à tous les muscles pneumatiques. Cette constatation a mené à ma question de recherche : Comment concevoir des muscles pneumatiques à haute déformation résistants à la fatigue ? La thèse met en évidence trois principes de conception qui affectent la durée de vie en fatigue des muscles pneumatiques : respecter la limite de fatigue du matériau de la membrane, limiter l'abrasion de la surface de la membrane par le renfort et limiter les contraintes/déformations local de contact (Hertz) causées par le renfort.

Dans un premier temps, un nouveau concept de muscle extensible est proposé à partir de ces principes : utiliser une membrane élastomère tubulaire et la recouvrir d'un manchon externe orthotropique continu (tissé) qui limite les contraintes et déformations locales. Simple à fabriquer et à assembler, le muscle démontre une durée de vie de plus de 229 000 cycles à 50 % de déformation, soit environ dix fois la durée de vie des muscles existants (à 35 % de déformation). Dans un second temps, le concept de manchon est adapté pour créer un muscle en flexion. Dans le cas des muscles en flexion, c'est la combinaison de la grande déformation et de la pression élevée, requise pour augmenter la capacité de charge, qui affecte leur durée de vie. Ce nouveau muscle en flexion à manchon est intégré dans une pince robotisée à trois doigts déclinée en deux versions qui démontrent des ratios charge/masse de 46 et 33.6, avec une durée de vie jusqu'à plus de 700 000 cycles. Une nouvelle application des pinces souples est proposée : le perchage de drones.

La fissuration des muscles pneumatiques extensibles et en flexion est observée au microscope et répliquée sur un banc d'essai permettant d'évaluer les effets de la concentration de contrainte et de la déformation indépendamment, sur un échantillon d'élastomère. Ces analyses préliminaires démontrent un impact comparable des deux paramètres sur la durée de vie. Une nouvelle méthode de détection des fissures utilisant l'IRM est proposée, particulièrement intéressante pour la prévention des défaillances dans un manipulateur opérant dans l'IRM.

Mots-clés : Robotique souple, actionneurs, muscles pneumatiques, élastomère, fatigue, durabilité

À ma famille, à mes ami(e)s et à Hugo. Sans
vous, tout ceci n'aurait pas été possible.

REMERCIEMENTS

Mon projet de doctorat n'aurait pas été le même sans le support, l'aide et l'accompagnement de plusieurs personnes importantes. Un merci tout spécial à mon directeur de recherche, Jean-Sébastien Plante, qui m'a inspirée par sa passion et sa créativité sans limites. Merci à tous les collègues de Createk, pour cet environnement propice à concevoir, fabriquer et briser des prototypes, mais particulièrement à Patrick Chouinard, Jean-Philippe Lucking-Bigué et Catherine Véronneau, vous avez rendu ces dernières années tellement plus plaisantes. Merci aux étudiants et stagiaires qui ont travaillé un peu ou beaucoup avec moi sur les projets de robotique souple depuis ma maîtrise : Guillaume, Francis, Alexandre, Benjamin et Dino. À mes ami(e)s qui étaient là, toujours : Frank, Mathieu, Rachel, Sophie, Anne-Marie...merci de m'avoir permis de comprendre qu'on est tous dans le même bateau, peu importe où et sur quoi on fait des doctorats. Merci aussi aux nouveaux et moins nouveaux professeurs qui m'ont aidée dans ce projet : François Charron, Alexis Lussier-Desbiens, Mathieu Picard. Merci également à Pre Ève Langelier et Pr Vincent Duchaine, qui ont accepté de se joindre à mon jury : vos commentaires ont été grandement appréciés. Clin d'œil à David B. et Jean-Sébastien, avec qui on a tenté le projet fou de se lancer en affaires.

Enfin, merci à ma famille, qui malgré leur incompréhension de me voir poursuivre des études aussi longues, m'ont supportée dans ma décision et encouragée à tous les instants. Et merci Hugo, d'être là et de croire en moi, tout le temps.

Créer, c'est vivre deux fois - Albert Camus

TABLE DES MATIÈRES

1	INTRODUCTION	1
1.1	Mise en contexte	1
1.2	Problématique	3
1.3	Définition du projet de recherche	4
1.4	Objectifs	5
1.4.1	Objectifs spécifiques	5
1.4.2	Domaines impliqués	5
1.5	Contributions originales	6
1.6	Plan du document	7
2	ÉTAT DE L'ART	9
2.1	Application médicale et requis	9
2.2	Muscles pneumatiques	11
2.2.1	Muscles McKibben	12
2.2.2	Autres types de muscles pneumatiques	16
2.2.3	Muscles développés pour le manipulateur	19
2.2.4	Conclusion	25
2.3	Mains robotiques compliantes	25
2.3.1	Renforts géométriques	26
2.3.2	Renforts externes	28
2.3.3	Conclusion	30
2.4	Caractérisation des élastomères	31
2.4.1	Caractéristiques propres aux élastomères	31
2.4.2	Caractérisation du matériau	34
2.4.3	Conclusion de la section	38
2.5	Modes de défaillance et fatigue	38
2.5.1	Fissures	39
2.5.2	Fluage et relaxation	42
2.5.3	Facteurs influençant la fatigue des élastomères	43
2.5.4	Cumul des dommages en fatigue	45
2.5.5	Étude expérimentale de la fatigue	45
2.5.6	Visualisation des défaillances	46
2.5.7	Conclusion de la section	48
3	CONCEPTION DE MUSCLES PNEUMATIQUES À HAUTE DÉFOR-	
	MATION ET DURABLES	51
3.1	Avant-propos	51
3.2	Abstract	53
3.3	Introduction	53
3.3.1	Motivation	53
3.3.2	Background	54

3.3.3	Approach	56
3.4	Methods	56
3.4.1	Representative performance requirements	56
3.4.2	Design study and observations	57
3.4.3	Design principles for fatigue life	59
3.4.4	Proposed design	61
3.5	Experiments and results	64
3.5.1	Performance maps	64
3.5.2	Fatigue life	66
3.6	Discussion	68
3.7	Conclusion	70
3.8	Aknowledgments	70
4	APPLICATION À UNE MAIN ROBOTISÉE SOUPLE	71
4.1	Avant-propos	71
4.2	Abstract	74
4.3	Introduction	74
4.3.1	Motivation	74
4.3.2	Background	75
4.3.3	Approach	78
4.4	Design	78
4.4.1	Bending actuator design	78
4.4.2	Requirements	79
4.4.3	Grip	80
4.4.4	Actuator model	80
4.4.5	Detailed geometry	83
4.5	Experiments and results	85
4.5.1	Free bending characteristics	85
4.5.2	Payload	85
4.5.3	Durability	88
4.6	Applications	90
4.6.1	Drone perching (small gripper)	90
4.6.2	Food manipulation (small gripper)	91
4.6.3	Heavy load manipulation (large gripper)	92
4.7	Conclusion	93
4.8	Acknowledgements	94
4.9	Conflict of interest	94
5	OBSERVATION DES FISSURES	95
5.1	Introduction	95
5.2	Méthodologie	96
5.2.1	Déformation	96
5.2.2	Pression de contact	98
5.3	Expériences et résultats	100
5.4	Observation des défaillances	103

5.4.1	Microscopie	103
5.4.2	Microtomographie	106
5.4.3	Imagerie à résonance magnétique	108
5.5	Conclusion	111
6	CONCLUSION	115
6.1	Sommaire	115
6.2	Contributions	117
6.3	Travaux futurs	119
A	ESSAIS DE CARACTÉRISATION	121
A.1	Uniaxiale	121
A.2	Contrainte plane	121
A.3	Caractérisation biaxiale	122
A.4	Effets viscoélastiques pour le silicone RTV-4260	123
A.4.1	Dissipation d'énergie	124
A.4.2	Taux de déformation	124
A.4.3	Relaxation	125
	LISTE DES RÉFÉRENCES	127

LISTE DES FIGURES

1.1	Exemples d'applications de robotique souple. a) Bras humanoïde de Festo (Trends in Automation, 02.2015) b) Main robotique de Soft Robotics inc. (www.softroboticsinc.com) c) Robot médical souple pour la prostate (travaux de maîtrise)	1
1.2	Essais sur sujets canins d'un prototype de manipulateur pour le traitement du cancer de la prostate sous IRM, réalisés dans le cadre des mes travaux comme professionnelle de recherche dans le laboratoire CAMUS	2
1.3	Durée de vie de différents muscles pneumatiques en fonction de leur déformation. La ligne bleue indique la limite de déformation des muscles contractiles de type McKibbens. [26, 49, 50, 74, 83, 118]	4
2.1	Utilisation d'un manipulateur robotisé pour une intervention à la prostate guidée par IRM.	10
2.2	Muscles contractiles McKibbens	12
2.3	Comportement non-linéaire d'un muscle de type McKibben de Festo : force du muscle en fonction de son ratio de contraction [26]. La zone recommandée d'utilisation est illustrée en bleu et correspond à moins de 9 % de contraction. La courbe la plus basse est celle du muscle prétendu par une force externe.	13
2.4	Hystérésis d'un muscle McKibben observable par la différence entre les courbes aller et retour de sa déformation (Source : [14])	14
2.5	Configuration antagoniste de muscles pneumatiques qui assure une tension minimale dans le système (Source : [22]).	14
2.6	Principe de fonctionnement d'un muscle plissé [114]	17
2.7	Exemples de muscles de type filets. a) Yarlott [43] b) ROMAC [51]	17
2.8	Prototypes de manipulateurs pour le positionnement d'un instrument de diagnostic ou de traitement du cancer de la prostate sous imagerie à résonance magnétique.	19
2.9	Défaillance du muscle individuel à renforts radiaux moulés (renforts internes) dont les cavités ont été formées par cire perdue.	20
2.10	a) Muscle individuel à renforts radiaux solides (MRR) b) Cœur solide utilisé pour créer la cavité interne du muscle	21
2.11	Manipulateur utilisant le MRR ayant mené à la création de Polymer Robotics.	21
2.12	Linéarité du muscle MRR avec anneaux (version 2) et comparaison avec le muscle MRR à renforts internes moulés (version 1). Voir la section « Méthodologie des tests de traction » pour la méthodologie employée.	22
2.13	Hystérésis du muscle MRR à 0 et 380 kPa (55 PSI). Voir la section « Méthodologie des tests de traction » pour la méthodologie employée.	22
2.14	Quelques unes des géométries de MRR analysées pour tenter de réduire les déformations locales.	24

2.15	Déformation principale vraie d'un MRR long avec anneaux ovales, pour une déformation de 50 % du muscle	24
2.16	Main robotique pneumatique de <i>Soft Robotics Inc.</i>	27
2.17	Main robotique imprimée en 3D. National University of Singapore, Evolution Innovation Lab (extrait du vidéo de [121])	27
2.18	Muscles de type <i>PneuNets</i>	28
2.19	Main monolithique hautement flexible et résistante aux dommages [63]. . .	29
2.20	Actionneur en flexion renforcé par des fibres tissées (fibre de verre). Image tirée de [81].	29
2.21	Actionneur en flexion renforcé par des fibres tissées, se déformant en spirale. Image tirée de [31].	30
2.22	Courbe de tension uniaxiale de deux élastomères testés une machine de traction TA.XT <i>plus</i> . A-Démêlement des chaînes B-Glisement des chaînes C-Étirement des chaînes	32
2.23	Modèles de viscoélasticité, en ordre : Maxwell, Kelvin-Voigt (Kelvin) et Solide Linéaire Standard (Linear) [119]	33
2.24	Machine de traction biaxiale planaire de la compagnie ADMET	36
2.25	Méthode de caractérisation biaxiale [85]	37
2.26	Évolution des essais de fatigue en fonction du réalisme des échantillons testés [5]	46
2.27	Microscopie électronique à balayage environnemental d'un échantillon de silicone montrant plusieurs fissures [40]	47
2.28	Microscopie fluorescente secondaire d'une fissure de propageant dans un silicone transparent. Le bleu pâle représente le champs dissipatif autour de la pointe de la fissure [93]	47
2.29	IRM de fissures dans un implant mammaire de silicone. Les fissures sont identifiées par les flèches [47]	48
2.30	Observation de l'endommagement d'un silicone soumis à un chargement cyclique par micro-CT [53]	49
3.1	Representative soft-robotics application : an MRI-compatible manipulator for prostate interventions using EPMs	57
3.2	Previous generations of extensible EPMs. (a) First generation (b) Second generation (c) Third generation	57
3.3	Failure of second and third design generations : (a) Second Generation : Rib detachment causing uncontrolled inflation and (b) Third generation : Cracks appear under reinforcement rings, especially at mold parting line. .	58
3.4	Finite element analysis (FEA) of third generation EPM shows high local strains (maximum principal true strain) under reinforcement rings when pressurized at 380 kPa (50 % overall strain). Geometry is simplified and solved as a 2D axisymmetric model. One end is fixed, the other one is free.	58
3.5	Result of the fourth EPM generation. Maximum principal true strain still remains higher under the rings than elsewhere in the membrane. Conditions : Axisymmetric model, fixed bottom end, free top end, 380 kPa internal pressure (50 % overall strain).	59

3.6	Example of fatigue limits for a natural rubber : 52 % (data from [52]) and a silicone rubber : ~ 40 % (data from [55]).	60
3.7	Sleeve assembly. Seam is shown in red. (a) Elastic band (b) Exterior view of the sewn sleeve (c) Reverse side of the sleeve (in contact with the membrane) (d) Sleeve as installed over membrane	62
3.8	Muscle assembly	62
3.9	(a) Telescopic guide with integrated DE sensor. The sensor is fixed at one end to the outside telescopic tube and at the other to the inside tube (b) Stretching of a uniaxial DE sensor. Holes are used to attach the sensor to the EPM extremities.	63
3.10	Isolines represent constant forces exerted by the EPM (in Newtons) (positive = pushing) as a function of strain and pressure	64
3.11	(a) Pattern impression of the seam in the membrane (b) Crack in the protective strip has propagated through the membrane (c) Each crack corresponds to a contact point with the thread (inside of the sleeve is shown)	67
3.12	Semilogarithmic plot of creep for a uniaxial membrane sample and the EPM. For the EPM, cycles were converted to time using the cycling frequency of 0,25 Hz. Both initial strains were 28 %. Solid black lines represent linear-log fits (slope = creep rate).	68
4.1	Working principle of a soft bending actuators. a) Monolithic polymer construction. b) Fiber-reinforced bending actuator.	76
4.2	Assembly of a bending actuator. a) Elastic band b) Strain-limiting layer c) Sleeve assembly d) Muscle assembly e) Picture of assembled bending muscle with end caps (pressurized).	79
4.3	Main variables of bending actuator model. Red arrow indicates location of maximum strain.	81
4.4	Effect of SLL ratio (width of strain-limiting layer / membrane circumference) for two membrane diameters and two membrane rigidities. Arrows indicate chosen geometries. Sections for three SLL ratios are shown as examples.	82
4.5	Two 120 mm facing fingers traced for pressures ranging from 38 kPa to 322 kPa. Only the inside surfaces of the fingers are traced for clarity (large gripper). Initial angle with the vertical is shown (35°).	83
4.6	Assembled grippers. Left : Small. Right : Large.	84
4.7	Sleeved bending actuator under various operating pressures (small).	85
4.8	Modeled and experimental bending of bending actuators at various actuation pressures (one sample of each size).	86
4.9	Experimental set-up to measure gripping payload (a) and pull-out force (b).	86
4.10	Gripping payloads for the small and large grippers at various operating pressures, for two cylinder diameters (61 mm and 89 mm).	87
4.11	a) White fibers found embedded in the external surface of the large bending actuator. b) Section view of the crack. Initiation began on the outside surface of the membrane and propagated through membrane thickness forming a semi-circular pattern.	89

4.12	Left : Inclined perching at 45° shows the gripper can hold the drone steady on a uniform (low-friction) perch. Right : The drone can perch on a winding tree branch.	91
4.13	Small gripper interacting with food items a) broccoli b) rice noodles c) baby carrots bag d) cucumber. Pressure is 172 kPa for all tests.	92
4.14	The large gripper holding a 10-pound potato bag.	92
5.1	Déformations dans la paroi du muscle sous pression	97
5.2	Échantillon utilisé pour les tests d'usure	98
5.3	Schémas du banc d'essai pour cycler un échantillon avec application d'une contrainte locale. La contrainte locale est appliquée au centre de l'échantillon, tel qu'illustré à la figure 5.2	99
5.4	Effet de la variation de pression dans le piston pour une déformation principale maximale vraie d'échantillon de 0.5. Régression linéaire : Durée de vie (cycles) = $-1.62 \times 10^4 P + 2.041 \times 10^6$	101
5.5	Effet de la déformation vraie (ϵ) de l'échantillon pour une pression dans le piston de 96 kPa (14 PSI). Régression linéaire : Durée de vie (cycles) = $-6.36 \times 10^6 \epsilon + 3.691 \times 10^6$	101
5.6	Effet de la variation de déformation de l'échantillon et de la variation de pression dans le piston sur la durée de vie des échantillons.	102
5.7	Observation des fissures au microscope électronique à balayage. La ligne rouge indique l'endroit de la fissure principale et la double flèche jaune la direction de la déformation principale maximale. L'échelle indiquée par les pointillés blancs représente 50 μm	105
5.8	Observation d'un échantillon non-fissuré au microscope électronique à balayage après 50 000 cycles avec une pression dans le cylindre de 69 kPa. La ligne rouge indique le sens du dommage principal et la double flèche jaune la direction de la déformation principale maximale. L'échelle (en noir) représente 200 μm	106
5.9	Face de la fissure d'un muscle, sous la couture. L'échelle (en blanc) représente 1 mm.	107
5.10	Empreinte de la couture du manchon sur la membrane d'un muscle en flexion observée au microscope optique (10x). Des fibres blanches du manchon sont visibles.	107
5.11	Observation au microscope optique (25x) de la face de la fissure dans un muscle en flexion.	108
5.12	Observation au microscope électronique à balayage de la zone d'initiation de la fissure dans un muscle en flexion. L'échelle représente 300 μm	109
5.13	Observation sous microtomographie (rayon-x) d'une section de muscle extensible. La tranche montre une amorce de fissure causée par la couture du manchon. Scanner : Skyscan 1172	110
5.14	Observation sous microtomographie (rayon-x) d'une section de muscle extensible. Reconstruction 3D en utilisant le logiciel <i>ImageJ</i> . Les flèches indiquent quelques amorces de fissures.	111

5.15	Première observation du silicone RTV-4260 en 2012 (5 muscles moulés dans une structure)	112
5.16	Observation du muscle entouré d'eau dans un IRM de 7 Teslas	112
5.17	Montage pour gonfler un muscle immergé avec une solution de sulfate de cuivre $1.5 \text{ g/L}(\text{CuSO}_4)$	113
5.18	Observation de l'ouverture de la fissure (flèches) sous pression avec 35 microns de résolution dans un IRM 7 Teslas	113
5.19	Reconstruction 3D du muscle pour visualiser la géométrie de la fissure (flèche), à partir des images de l'IRM 7 Teslas	114
5.20	Muscle multi-cavités fabriqué en silicone Dow Corning 3629, observé par un IRM 7 Teslas (projet de Guillaume Bouliane-Blais).	114
A.1	Essai de caractérisation uniaxiale du matériel RTV-4260	121
A.2	Essai de caractérisation en cisaillement (contrainte plane) du matériel RTV-4260	122
A.3	Montage de caractérisation biaxiale	122
A.4	Essai de caractérisation biaxiale du matériel RTV-4260 selon la méthode proposée par [85]	123
A.5	Extraction des courbes représentant le sommet de la bulle par analyse d'images, pour des pressions de 1.7 à 3.45 kPa (2 à 7 PSI).	123
A.6	Essais montrant la dissipation d'énergie lors de la déformation (allongement) d'un échantillon uniaxial et d'un muscle pressurisé à 414 kPa (figure 2.10) (un échantillon de chaque).	124
A.7	Effet du taux de déformation sur la courbe force-étirement du muscle sans pression, à température constante. Un seul échantillon testé.	125
A.8	Relaxation du silicone RTV-4260 à $\lambda = 2$, 20 minutes. L'équilibre n'est pas atteint après 20 minutes.	126

LISTE DES TABLEAUX

4.1	Fingers specifications for both the small and large versions.	84
4.2	Slip test results for both grippers.	88
5.1	États de contrainte et déformation à 50 % d'élongation	97

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

1.1 Mise en contexte

Les robots souples ont la qualité inhérente d’être sécuritaires pour les humains et de s’adapter à leur environnement (objets, espace d’opération) [47, 116]. Leur souplesse provient de leur constitution peu rigide, ce qui leur procure également un avantage en terme de poids, puisque la densité des matériaux utilisés (polymères, élastomères) est habituellement plus basse que celle des matériaux utilisés dans les robots traditionnels. L’élimination des contraintes de fabrication traditionnelles donne lieu à de nombreuses possibilités de design qui agrandissent l’espace de conception [57].

Ces qualités rendent possibles des applications uniques comme par exemple une orthèse active et un exosquelette [76, 112], un robot médical [67], un manipulateur de coraux [31], un robot humanoïde [24], un manipulateur de type trompe d’éléphant [23], des robots reproduisant le mouvement des pieuvres [56], etc. En raison de la similitude entre les actionneurs souples et les organismes vivants, les robots souples tirent souvent leur inspiration du biomimétisme [47].

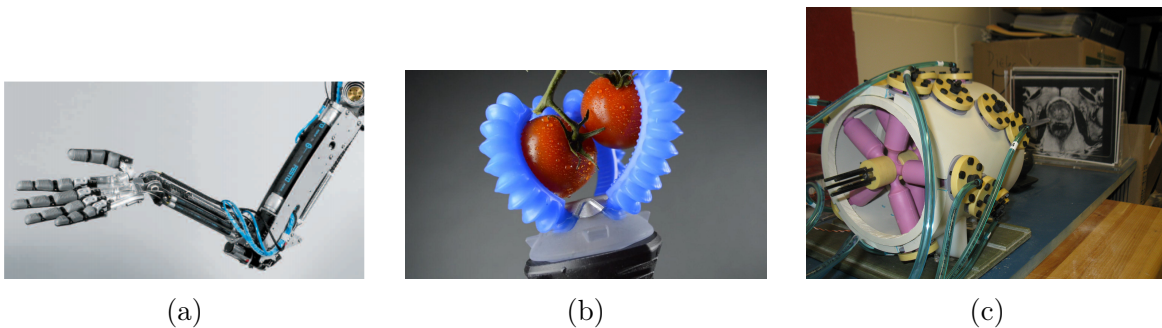


Figure 1.1 Exemples d’applications de robotique souple. a) Bras humanoïde de Festo (Trends in Automation, 02.2015) b) Main robotique de Soft Robotics inc. (www.softroboticsinc.com) c) Robot médical souple pour la prostate (travaux de maîtrise)

Au lieu de moteurs, servomoteurs et cylindres, les robots souples sont actionnés par des actionneurs diélectriques, des matériaux à mémoire de forme ou des actionneurs fluidiques. Parmi les actionneurs souples, les actionneurs fluidiques sont particulièrement populaires grâce à leur haute densité de puissance, leur robustesse, et leur développement générale-

ment plus avancé que les autres technologies. Ces actionneurs fluidiques, de par leur ressemblance avec le muscle humain, font partie d'un groupe d'actionneurs appelés « muscles artificiels ».

À l'origine de ce projet portant sur les technologies d'actionnement souple, on retrouve le développement d'un manipulateur robotisé pour les interventions à la prostate sous imagerie à résonance magnétique (IRM). Ce robot médical (figure 1.2), développé dans le cadre de mes travaux de maîtrise puis repris par la compagnie Polymer Robotics, est actionné par plusieurs muscles pneumatiques dans une configuration parallèle. Deux avantages de la robotique souple sont mis de l'avant dans cette application : la sécurité pour l'interaction avec le patient et la compatibilité des polymères avec l'IRM. L'IRM est en fait un puissant aimant (7 Teslas) qui limite l'utilisation de moteurs et capteurs traditionnels.



Figure 1.2 Essais sur sujets canins d'un prototype de manipulateur pour le traitement du cancer de la prostate sous IRM, réalisés dans le cadre des mes travaux comme professionnelle de recherche dans le laboratoire CAMUS

Rapidement dans le processus de développement, un requis important est apparu : pour garder les dimensions du manipulateur suffisamment petites pour une utilisation dans le cylindre d'IRM (inférieur à 70 cm), tout en produisant les déplacements requis pour le fonctionnement du robot, les muscles doivent se déformer d'environ 50 %, tout en étant suffisamment durables pour une application médicale (minimum 100 000 cycles pour 5 ans d'utilisation, 2.2.3). Aucun muscle existant ne permettait d'atteindre cette déformation, ni la durée de vie requise à cette déformation. Des muscles pneumatiques ont alors été développés spécifiquement pour répondre aux besoins du manipulateur (voir la section 2.2.3). Les premiers muscles développés pour le projet atteignaient une déformation de 40 %, et subissaient des défaillances prématurées après moins de 50 000 cycles (estimé). Pour éviter d'alourdir l'introduction, le contexte détaillé du manipulateur est présenté à la section 2.1.

1.2 Problématique

La problématique étudiée découle du fait que ces défaillances prématurées des muscles pneumatiques ne sont pas uniques au cas du manipulateur. En effet, malgré toutes leurs qualités, les actionneurs souples, et plus particulièrement les muscles pneumatiques, sont soumis à un compromis entre la déformation et la durabilité. Les muscles pneumatiques comportent une membrane étanche et des renforts spécifiques qui créent une déformation lorsque le muscle est pressurisé. Lorsque les déformations sont faibles (inférieures à 10 %), les muscles pneumatiques sont durables et peuvent supporter des centaines de milliers, voire des millions de cycles d'utilisation [74]. Cependant, lorsque la déformation est augmentée (au-delà de 25 % de contraction ou extension), la durée de vie diminue grandement (quelques dizaines de milliers de cycles) et devient un frein à l'utilisation des muscles fluidiques. Ceci est particulièrement vrai dans le cas du manipulateur pour la prostate, pour lequel la déformation requise est de 50 %. La durabilité et la fiabilité sont deux des causes de la réticence à l'adoption de la robotique souple [54, 116], en particulier dans les milieux plus réglementés comme la robotique médicale et l'aérospatiale. D'autres freins existent aussi, comme le développement de matériaux performants, le manque de procédés de fabrication contrôlés et la difficulté à modéliser et contrôler les structures déformables des robots souples [57].

Un tour d'horizon des technologies de muscles pneumatiques a confirmé qu'il existait un problème réel avec la durée de vie des muscles pneumatiques à haute déformation. En effet, les muscles en contraction ont une limite fondamentale autour de 30 % de déformation, avec une durée de vie inférieure à 100 000 cycles près de cette limite (figure 1.3). Ces performances sont nettement insuffisantes pour le manipulateur robotisé, mais aussi en comparaison aux cylindres pneumatiques (pistons), qui offrent des durées de vie de plusieurs millions de cycles pour des courses allant jusqu'à presque 100 % de leur longueur initiale. Il existe donc un besoin pour des muscles pneumatiques offrant une durée de vie supérieure à 100 000 cycles tout en produisant des déformations de 50 %. Cette thèse s'attardera principalement à la problématique de la durée de vie des muscles pneumatiques¹. La question de recherche est donc la suivante :

Comment concevoir des muscles pneumatiques à haute déformation résistants à la fatigue ?

1. Pour simplifier le texte, on parlera de muscles pneumatiques même si le projet s'appliquerait aussi plus généralement au cas des muscles fluidiques

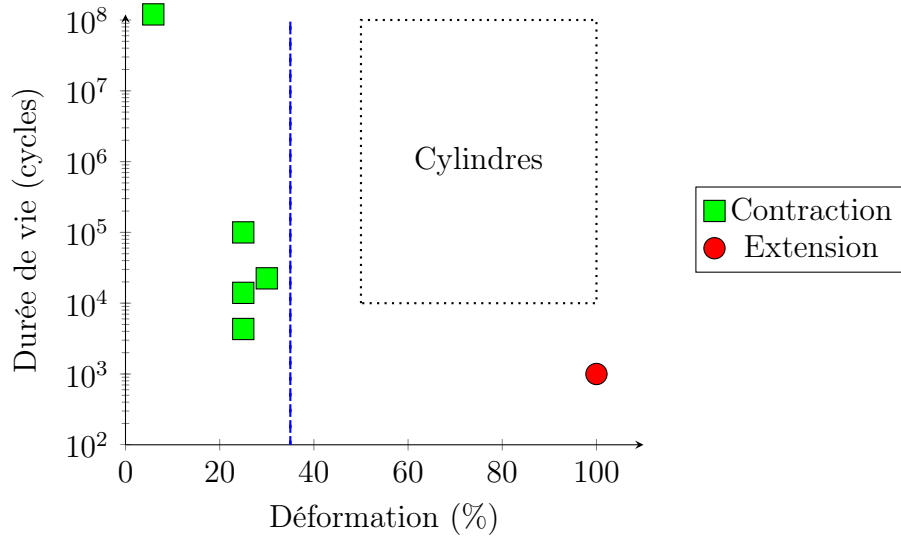


Figure 1.3 Durée de vie de différents muscles pneumatiques en fonction de leur déformation. La ligne bleue indique la limite de déformation des muscles contractiles de type McKibbens. [26, 49, 50, 74, 83, 118]

1.3 Définition du projet de recherche

Le projet de recherche consiste donc à comprendre et expliquer le comportement en fatigue des muscles pneumatiques extensibles, pour ensuite concevoir un muscle à haute déformation résistant à la fatigue pour différentes applications de la robotique souple, dont un robot médical pour les interventions sous IRM et une main robotique.

Basé sur le manipulateur robotisé pour les interventions à la prostate sous IRM, le projet débute par l'analyse de la fissuration des concepts préliminaires de muscles pneumatiques extensibles, développés dans le cadre de ma maîtrise. Ces analyses seront ensuite utilisées pour établir des règles de conception et développer un premier concept de muscle pneumatique qui répondra aux requis du manipulateur (50 % de déformation, plus de 100 000 cycles). Ce premier concept sera caractérisé et testé en fatigue pour valider ses performances par rapport aux requis. Un second concept, dérivé du premier, donne naissance à un muscle travaillant en flexion qui peut supporter de grandes pressions (et donc plus de charge) tout en offrant une durée de vie de plusieurs centaines de milliers de cycles. Des applications réelles des résultats seront démontrées, incluant le manipulateur robotisé, la manipulation d'objets irréguliers et le perchage de drones. Dans ces deux derniers cas, la souplesse des actionneurs permet de s'adapter à différentes formes (d'objets à prendre, de perchoirs, etc.) tout en étant robuste aux collisions. La faible masse des actionneurs pneumatiques en fait aussi des actionneurs adaptés aux applications mobiles et même

volantes. À travers le projet, différentes méthodes d'observation des élastomères seront utilisées pour observer les défaillances par fissuration.

1.4 Objectifs

L'objectif principal du projet est de concevoir des muscles pneumatiques à haute déformation durables. L'application en robotique médicale du manipulateur pour les interventions liées au cancer de la prostate sous IRM servira de référence.

1.4.1 Objectifs spécifiques

Les sous-objectifs suivants permettent de mieux comprendre la structure du projet et les étapes à accomplir pour atteindre l'objectif principal :

- Observer et comprendre les modes de défaillances des muscle pneumatiques ;
- Développer un modèle par éléments finis du muscle ;
- Concevoir un muscle pneumatique à haute déformation et résistant à la fatigue ;
- Évaluer le comportement en fatigue et la durée de vie des muscles ;
- Proposer des principes de conception et d'utilisation pour maximiser la durée de vie des muscles ;
- Démontrer des applications réelles des muscles pneumatiques à haute déformation ;
- Publier les résultats de la recherche.

1.4.2 Domaines impliqués

Les domaines liés à ce projet de recherche sont les suivants :

Robotique souple La robotique souple constitue le contexte global de l'intégration des actionneurs souples dans des machines (robotique mobile et médicale, orthèses actives, robots mobiles, etc.). De ce domaine, on ressort surtout les requis, les principes de fonctionnement et un comparatif pour les performances.

Élastomères Les élastomères sont une catégorie de matériaux uniques qui ont des comportements mécanique, thermique et électrique différents des métaux, et même des autres types de polymères. Entre autres, la relation non-linéaire entre la contrainte et la déformation, la viscoélasticité et des déformations élastiques au-delà de 100 % les distinguent des autres matériaux.

Fatigue des matériaux Certaines notions de fatigue sont directement applicables aux muscles pneumatiques, malgré qu’elles soient généralement développées pour les métaux. Les concepts de fatigue des élastomères ont surtout été développés pour l’industrie du pneu, et sont donc souvent orientés vers la fatigue en compression. Ces notions sont utiles dans la conception des essais expérimentaux et la compréhension des défaillances.

1.5 Contributions originales

Les contributions originales de mon projet de recherche sont, en ordre d’importance :

1. **Augmentation importante de la durée de vie des muscles pneumatiques à haute déformation** - L’ajout d’un renfort orthotropique de type manchon au muscle diffère des muscles pneumatiques communs, les McKibbens, qui utilisent des fibres orientées qui définissent le type de déformation du muscle. Le muscle extensible développé supporte au-delà de 200 000 cycles à 50 % de déformation, ce qui est largement supérieur aux muscles existants (figure 1.3). Le muscle conçu dépasse les requis établis pour l’application réelle du manipulateur pour les interventions à la prostate. Dans sa configuration de muscle travaillant en flexion, le concept supporte plus de 700 000 cycles (charge maximale de 5.2 kg) ou 200 000 cycles (charge maximale de 20 kg).
 2. **Démonstration d’applications réelles des muscles** - Le muscle extensible a été conçu pour le manipulateur pour les interventions à la prostate sous IRM, une application pertinente et réelle pour un muscle à haute déformation et durable. De plus, une main robotisée intégrant trois muscles en flexion démontre un ratio charge-masse de 46, soit 2.5 fois plus que le plus haut ratio répertorié pour une main pneumatique de 18 [121]. La densité de force et la compliance de la main robotique permettent de démontrer plusieurs applications, dont la manipulation d’objets de formes irrégulières et le perchage des drones, qui sont validées expérimentalement. Le perchage des drones est un domaine récent et c’est la première fois, à ma connaissance, que des actionneurs souples sont utilisés à cette fin.
 3. **Principes de conception qui gouvernent la défaillance des muscles en fatigue** - Le projet de recherche a permis de déterminer que les défaillances en fatigue des muscles pneumatiques par fissuration sont généralement causées par les facteurs suivants : la limite en fatigue du matériau de la membrane, les contraintes de contact (Hertz) et l’abrasion. L’application de ces principes dans la conception de muscles
-

pneumatiques à haute déformation a permis de prolonger leur durée de vie, d'éviter les fissurations prématurées et d'améliorer la stabilité des performances dans le temps. Les mêmes principes ont été appliqués à la conception d'un muscle en flexion pour une application de main robotisée.

4. **Caractérisation de la fatigue d'un silicone** - Dans le domaine des élastomères, les caoutchoucs (naturels et synthétiques) sont les plus étudiés en raison de l'industrie du pneu, qui constitue la principale application en fatigue des élastomères. Il existe très peu de données sur le comportement en fatigue des silicones (moins d'une dizaine d'articles, surtout dans le domaine des joints d'étanchéité et de la durabilité en terme de biocompatibilité). Le projet a permis d'étudier les phénomènes de fatigue d'un silicone à haute déformation, et de caractériser sa défaillance dans une application de muscle pneumatique. Enfin, la fatigue des élastomères est beaucoup plus étudiée dans la littérature en chargement de compression, tandis que le projet a plutôt étudié une application de fatigue en tension.
5. **Observation des défaillances sous IRM** - L'IRM a été utilisée par le passé pour observer des fissures dans des implants en silicone [48]. La possibilité d'utiliser l'IRM pour diagnostiquer la fissuration des muscles a été étudiée, ce qui permettrait alors le diagnostic d'un robot médical simultanément à une intervention sur un patient, sous IRM. L'observation sous IRM est une méthode non-destructive d'observation des défaillances partielles qui pourraient se trouver à l'intérieur des muscles pneumatiques. Cette technique pourrait également permettre d'utiliser une approche « tolérante aux défaillances » en instaurant une procédure de maintenance préventive consistant à examiner périodiquement les muscles pour détecter rapidement l'apparition de fissures. Sans application médicale, cette méthode est toutefois peu réalisable concrètement, en raison du manque de disponibilité et du coût d'utilisation des IRM.

1.6 Plan du document

Le deuxième chapitre débute par une mise en contexte plus détaillée du projet, basée sur le manipulateur robotisé pour les interventions à la prostate sous IRM. Ce chapitre fait aussi état de l'état de l'art antérieur en termes de muscles pneumatiques et de mains robotiques souples, ainsi que concernant la caractérisation des élastomères. On y retrouvera également le cadre de référence de la fatigue des élastomères. Ce chapitre permet de situer le projet de recherche dans le contexte actuel des muscles pneumatiques et des élastomères, et de définir l'opportunité de recherche sur la durabilité des muscles pneumatiques.

Le troisième chapitre présente un premier article intitulé « Principes de conception pour augmenter la durée de vie en fatigue des muscles artificiels à haute déformation »². L'article présente la démarche utilisée pour arriver à un concept de muscle pouvant supporter au-delà de 200 000 cycles à 50 % d'élongation. Cet article a été publié dans l'édition spéciale de la revue *Soft Robotics : The path ahead* portant sur les défis de la robotique souple.

Le quatrième chapitre présente un second article axé sur l'application des principes démontrés dans le premier article à une main robotisée : « Muscles à manchon pour les mains robotiques : des muscles résistants à la fatigue pour les applications à haute densité de force »³. Cette section présente la conception d'actionneurs souples en flexion agissant comme doigts d'une main robotisée. Des applications variées sont validées expérimentalement et des tests de durabilité démontrent une durée de vie et une densité de force supérieures aux mains pneumatiques souples existantes. L'article a été soumis à la revue *Soft Robotics*.

Le cinquième chapitre présente des études préliminaires sur la fissuration des muscles pneumatiques, liée aux résultats des chapitres 3 et 4. Des échantillons simplifiés sont soumis à une contrainte locale et un étirement simultanés sur un banc d'essai conçu pour découpler la pression et la déformation, deux paramètres dépendants dans le cas du muscle. Les résultats et analyses sont présentés, ainsi que des observations microscopiques, par microtomographie et sous IRM des fissures.

Enfin, la thèse est conclue par un sommaire des réalisations et contributions scientifiques.

2. Traduction libre du titre original en anglais : Design principles for improved fatigue life of high-strain pneumatic artificial muscles

3. Traduction libre du titre original en anglais : Sleeved bending actuators for soft grippers : a durable solution for high force-to-weight applications

CHAPITRE 2

ÉTAT DE L'ART

Le chapitre débute par une mise en contexte plus détaillée du projet de manipulateur robotisé pour les interventions à la prostate sous imagerie à résonance magnétique. La section 2.2 aborde les différents types de muscles pneumatiques afin de conclure que les muscles existants ne répondent pas aux requis du manipulateur, et permet de mieux cerner les problématiques de fatigue qui peuvent leur être associées. La section 2.3 présente les mains robotisées souples, en particulier celles utilisant des muscles pneumatiques. La section 2.4 porte sur la caractérisation des élastomères et la modélisation de leur comportement statique et en fatigue. La section 2.5 porte sur les modes de défaillance et la fatigue des élastomères.

2.1 Application médicale et requis

Le projet de robotique médicale a débuté par un besoin exprimé par les urologues de pouvoir atteindre plus précisément des lésions situées dans la prostate. Bien que le dépistage par la mesure de l'antigène prostatique spécifique (APS) permette de déceler plusieurs cas de cancer de la prostate, le diagnostic est toujours confirmé par une biopsie. Cette biopsie est généralement réalisée avec une aiguille et guidée par une échographie en utilisant un gabarit avec plusieurs trous. En raison de la faible résolution de l'échographie et du manque de contraste, les tissus cancéreux sont difficiles à visualiser et les biopsies peuvent résulter en de faux-négatifs qui laissent le cancer se répandre sans traitement. Certains traitements minimalement invasifs, visant à brûler les tumeurs (cryothérapie, ablation laser) ou encore à déposer localement un médicament, sont administrés de façon similaire aux biopsies en utilisant une aiguille à travers la peau. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est une méthode d'imagerie plus précise, permettant d'éviter les faux-négatifs et de réaliser des traitements mieux ciblés. Cependant, il est difficile pour les médecins de maximiser la précision de l'IRM en utilisant des techniques de positionnement de l'instrument discrètes (avec le gabarit). Les solutions robotisées, qui permettraient d'exploiter la précision de l'imagerie, sont limitées par le puissant aimant de l'IRM (jusqu'à 7 Teslas, parfois plus), qui restreint l'utilisation de moteurs et capteurs traditionnels, ainsi que de tout élément métallique. C'est pour ces raisons que nous avons développé un manipulateur robotisé actionné par des muscles pneumatiques permettant d'orienter un instrument par rapport

à des images d'IRM en temps réel [67]. Une fois l'instrument orienté correctement, le médecin procède manuellement à l'insertion selon une profondeur indiquée par l'imagerie. La figure 2.1 illustre le principe d'utilisation d'un manipulateur pour une intervention à la prostate.

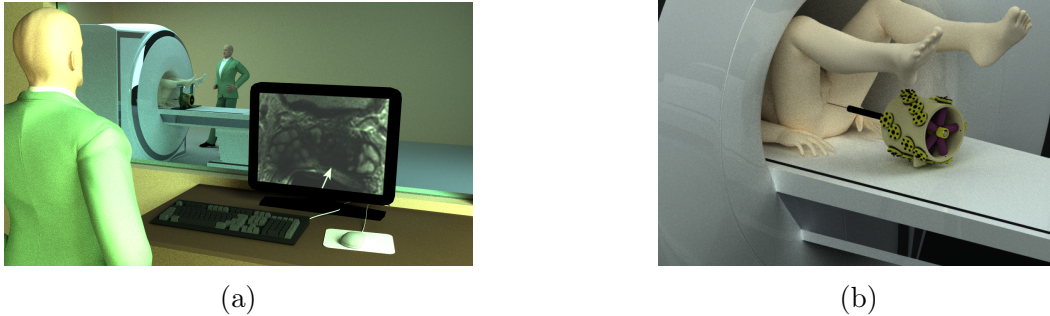


Figure 2.1 Utilisation d'un manipulateur robotisé pour une intervention à la prostate guidée par IRM.

Le choix des muscles pneumatiques vient du fait qu'ils peuvent être entièrement faits de polymère, un matériau qui n'affecte pas et n'est pas affecté par le champs magnétique de l'IRM. De plus, le nettoyage d'un IRM étant complexe, l'actionnement pneumatique est préférable par rapport à l'hydraulique, limitant les risques de dégâts.

Le diamètre d'un appareil d'IRM est limité (environ 70 cm pour les plus gros) et doit accommoder, pour une procédure temps-réel comme celle proposée ici, le patient et le manipulateur. La taille de chaque actionneur doit donc être minimisée et sa déformation, maximisée, afin de pouvoir déplacer suffisamment l'instrument tout en limitant la taille du manipulateur. Les modèles et expérimentations, réalisés durant ma maîtrise, ont montré que **la déformation de chaque actionneur devait être d'environ 50 %** pour assurer une couverture complète de la prostate tout en respectant les dimensions maximales du robot. De plus, des simulations géométriques et des scénarios d'utilisation, réalisées avec Polymer Robotics (compagnie créée pour commercialiser le manipulateur), estiment que **la durée de vie des actionneurs doit être supérieure à 100 000 cycles pour l'utilisation du manipulateur durant 5 ans.**

Le projet de recherche est basé sur l'application du manipulateur robotisé pour les interventions à la prostate, et donc sur ses requis. L'aspect le plus critique du manipulateur est de trouver des muscles pneumatiques qui répondent à ces requis. La prochaine section présente les différents types de muscles pneumatiques ainsi que leurs performances (mécaniques et en fatigue).

2.2 Muscles pneumatiques

Bien qu'il existe de nombreux types d'actionneurs souples (ou compliants), comme les actionneurs diélectriques en élastomère et certains matériaux à mémoire de forme, ce sont les actionneurs fluidiques qui offrent les meilleures performances en termes de densité de puissance, de force produite et de fiabilité. Les muscles pneumatiques, dont il est question dans cette section, constituent une part importante des actionneurs souples que l'on retrouve de plus en plus en robotique.

Un muscle pneumatique est un actionneur qui utilise la pression de l'air (ou d'un autre fluide) pour déformer une membrane et produire une force ou un déplacement. On utilisera les définitions suivantes pour décrire le comportement des muscles pneumatiques :

Allongement/contraction : Variation de longueur du muscle.

Déformation : Ratio de la variation de longueur sur la longueur initiale du muscle.

Le muscle pneumatique fait partie de la catégorie des muscles artificiels, qui comprend tous les actionneurs déformables dont le comportement peut être assimilé, de près ou de loin, à celui du muscle humain. Un muscle pneumatique possède une membrane étanche qui contient le gaz sous pression et des fibres ou renforts pour orienter la déformation. La forme de la membrane influence également le type de déformation produite. Les avantages principaux des muscles pneumatiques sont leur densité de force (de l'ordre du kW/kg) et leur compliance [19]. Les muscles pneumatiques peuvent en effet produire des forces équivalentes à celles produites par les pistons tout en étant beaucoup plus légers. La compliance des muscles pneumatiques peut venir de la compressibilité de l'air ou encore de l'élasticité du matériau de la membrane elle-même, et signifie que le muscle se déformera sous l'effet d'une force externe (par opposition à un moteur électrique, par exemple, qui est rigide). En raison de ces caractéristiques, les muscles pneumatiques sont fréquemment utilisés dans des applications d'interaction avec les humains, comme celle du manipulateur, et de robotique mobile.

Le projet de recherche est basé sur une application de manipulateur médical où les caractéristiques spécifiques des muscles pneumatiques sont exploitées. La prochaine section présente les muscles pneumatiques existants et leur comportement en fatigue. L'analyse mènera à la conclusion qu'il n'existe pas de muscles pneumatiques répondant aux requis du manipulateur. La conception préliminaire de muscles pneumatiques spécifiquement pour le manipulateur sera ensuite présentée.

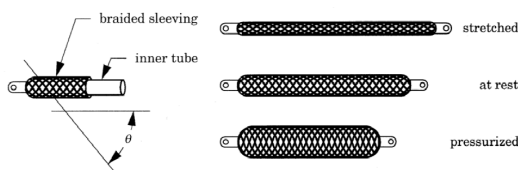
2.2.1 Muscles McKibben

Le type le plus connu parmi les muscles pneumatiques est le McKibben, qui est constitué d'une membrane d'élastomère comprenant des fibres dont l'orientation définit le type de déformation.

Fonctionnement

Le muscle McKibben a été inventé dans les années 50 pour des applications de prothèse de bras par Joseph McKibben, puis commercialisé par Bridgestone dans des bras robotisés pour la peinture dans les années 80 [107]. Un muscle McKibben comprend deux parties distinctes : une membrane élastomère déformable et un tissage de fibres. Les fibres sont disposées de façon helicoïdale sur la circonférence de la membrane et peuvent y être intégrées (moulées dans la membrane, comme les muscles de Festo [23]) ou encore en être séparées. Lorsqu'une pression est appliquée dans la membrane, la membrane exerce une pression sur les fibres qui, selon leur orientation initiale, se réorienteront pour produire un allongement ou un raccourcissement du muscle (figure 2.2). La somme de la force de traction exercée par chacune des fibres, dans l'axe du muscle, sera la force exercée par le McKibben. La majorité des McKibbens sont contractiles, et reproduisent une courbe de force similaire à celle du muscle humain. Les McKibbens extensibles sont peu utilisés puisqu'ils peuvent produire des forces moins importantes pour une même taille de muscle que les McKibbens contractiles.

Un McKibben possède une courbe de force hautement non-linéaire, démontrant une force maximale (de traction) à sa longueur initiale et une force presque nulle à sa contraction maximale (figure 2.3). Sa contraction est aussi non-linéaire relativement à sa pression d'activation. Les McKibbens démontrent une hystérésis provenant de la friction entre les fibres et la membrane, de la friction sèche des pivots qui sont ajoutés à leurs extrémités ainsi que de la déformation de la membrane élastique (figure 2.4). L'hystérésis d'un muscle pneumatique se traduit par une différence entre les courbes force-déplacement de traction



(a) Fonctionnement [19]



(b) McKibben de Festo

Figure 2.2 Muscles contractiles McKibbens

et de compression du muscle, due à l'énergie dissipée par le muscle. L'hystérésis (figure 2.4) et la non-linéarité (figure 2.3) de la courbe de force retardent l'adoption des McKibbens dans la robotique industrielle puisqu'ils les rendent difficiles à contrôler. Les McKibbens fonctionnent également à une pression minimale élevée, directement liée à la rigidité de l'actionneur. En dessous de cette pression, le McKibben ne présente aucune force, ce qui explique pourquoi ils sont généralement utilisés de façon antagoniste. Cette configuration, où deux muscles travaillent l'un contre l'autre, permet de maintenir une tension minimale dans le système en ayant toujours un muscle en tension opposé au muscle qui se contracte (figure 2.5). Enfin, les muscles McKibbens sont limités en terme de déplacement ; les ratios de contraction publiés sont d'environ 25 % [19, 26]. Typiquement, les muscles McKibbens produisent des contractions maximales entre 25 % et 35 %, bien qu'ils soient rarement utilisés à leur contraction maximale (peu de force, durabilité moindre, perte d'efficacité, etc.) [106]. Festo, par exemple, recommande l'utilisation de ses actionneurs McKibbens à moins 9 % de déformation, ce qui nécessite, pour de grands déplacements, des actionneurs très longs (figure 2.3).

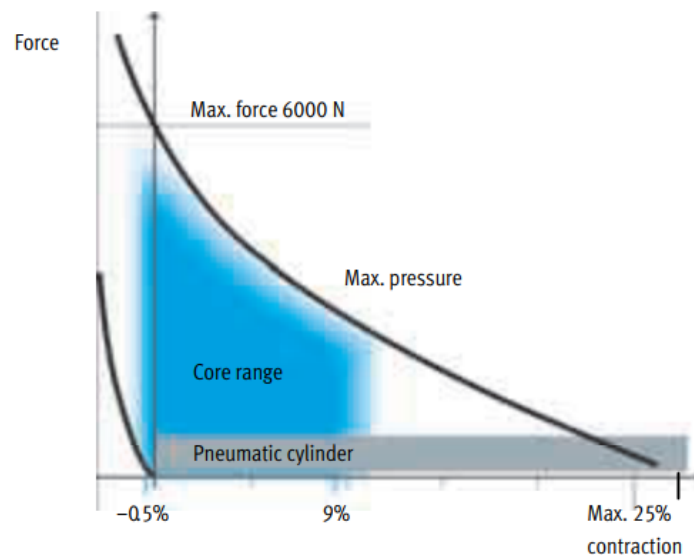


Figure 2.3 Comportement non-linéaire d'un muscle de type McKibben de Festo : force du muscle en fonction de son ratio de contraction [26]. La zone recommandée d'utilisation est illustrée en bleu et correspond à moins de 9 % de contraction. La courbe la plus basse est celle du muscle prétendu par une force externe.

Applications des McKibbens

Tel que mentionné, les muscles McKibbens sont généralement utilisés dans des applications nécessitant un comportement similaire à celui de l'humain. On les retrouve donc

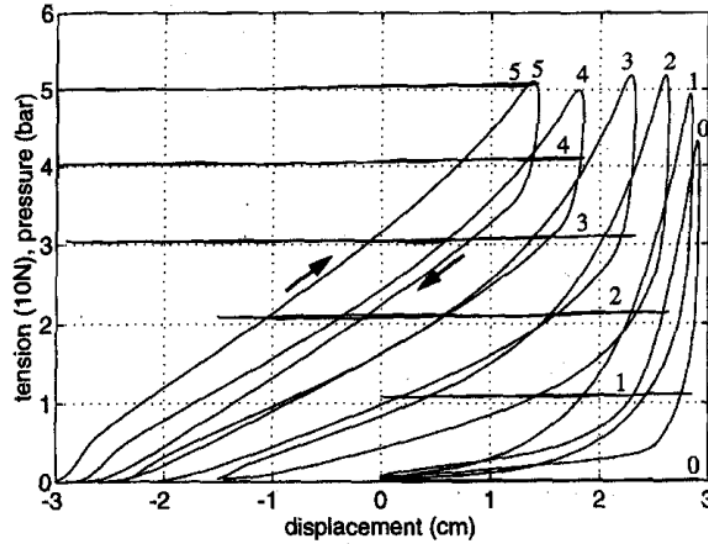


Figure 2.4 Hystérésis d'un muscle McKibben observable par la différence entre les courbes aller et retour de sa déformation (Source : [14])

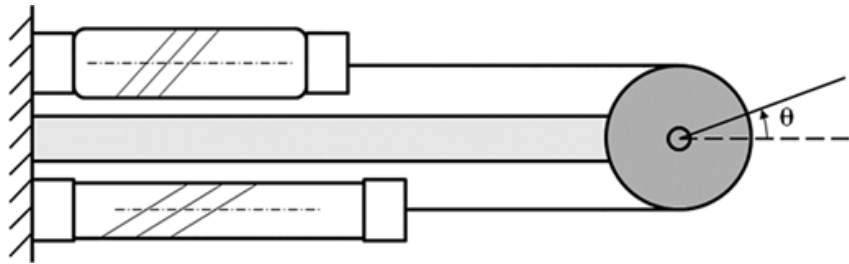


Figure 2.5 Configuration antagoniste de muscles pneumatiques qui assure une tension minimale dans le système (Source : [22]).

souvent dans des orthèses qui servent à la réadaptation, à l'amélioration des performances ou au remplacement d'un membre [75]. On les utilise également dans des bras robotisés qui doivent accomplir des tâches nécessitant une certaine adaptabilité ou flexibilité, comme les tâches de peinture industrielle ou la manipulation de pièces [45, 90]. Les robots humanoïdes bénéficient également de ce type de muscle, puisqu'encore une fois, on cherche à reproduire le comportement biomécanique du bras ou de la jambe humaine [24]. La densité de puissance élevée des McKibbens explique leur utilisation dans de nombreuses applications où la masse et la compacité sont importantes. Plus récemment, les muscles McKibbens ont également été étudiés pour des applications en aérospatiale, entre autres pour l'actionnement des volets sur les ailes d'avion, en raison de leur densité de force et de leur tolérance au désalignement [118]. Ce sont surtout les applications aérospatiales des muscles McKibbens qui ont requis que des études de fiabilité et de durée de vie soient effectuées.

Fatigue des McKibbens

Bien que les muscles pneumatiques soient souvent le sujet d'études liées à leur modélisation, peu d'études s'attardent à la fatigue des muscles pneumatiques. Le muscle fluide de la compagnie Festo [26] est reconnu pour sa fiabilité et sa durabilité, ayant démontré des durées de vie variant entre 100 000 cycles et 10 millions de cycles selon la déformation. Cependant, en raison de la géométrie des fibres, ces muscles produisent une déformation maximale de 25 % et présentent une relation force-déplacement non-linéaire, un comportement typique des muscles McKibbens. La limite de déformation constitue un frein important à l'implantation des muscles McKibbens puisque la longueur des muscles devient rapidement un problème lorsque des courses importantes sont requises. Tel qu'illustré à la figure 2.3, la zone d'utilisation recommandée est de 0 à 9 % de contraction.

D'autres études ont fait ressortir des mécanismes de défaillances des muscles pneumatiques, qui dépendent largement du type de renfort, du matériau de la membrane, et des joints entre les renforts et les membranes étanches. Les essais expérimentaux montrent une durée de vie en fatigue entre 4 000 et 20 000 cycles pour une contraction maximale entre 25 et 30 % [49, 50, 74], tandis que pour une contraction inférieure à 5 %, la durée de vie grimpe jusqu'à 120 millions de cycles. Les études ont démontré que bien que ce soit les fibres qui subissent le plus d'efforts, la majorité des McKibbens brisent par rupture de la membrane, soit à cause d'un pincement des fibres, soit à cause du déplacement des fibres qui permet à la membrane de gonfler à travers les fibres. Une de ces études [49] a également noté d'autres types de défaillances comme le retrait des fibres, le déchirement des fibres ou le déplacement des fibres causant un gonflement important de la membrane. Dans tous les cas, les défaillances des membranes des muscles pneumatiques semblent liées aux fibres et aux embouts qui les retiennent. Dans [118], on retrouve également quelques caractéristiques d'un test de fatigue pour les muscles pneumatiques :

- Mesurer la pression, car elle peut varier durant le test ;
 - Mesurer la température de surface d'un muscle pour éviter que la fréquence (de gonflement) ne fasse augmenter la température du matériau ;
 - Dans les limites des effets de température, augmenter la fréquence pour diminuer le temps de test ;
 - Enregistrer les données sur certaines périodes seulement pour en limiter la quantité ;
 - Mesurer la force des muscles à des intervalles donnés si la force ne peut pas être mesurée directement sur le banc de test de fatigue.
-

Plusieurs de ces caractéristiques seront reprises pour les essais en fatigue des muscles à l'étude dans mon projet de recherche.

Parmi les méthodes proposées dans la littérature pour l'amélioration de la durée de vie des muscles pneumatiques, on retrouve l'ajout d'une membrane protectrice entre la membrane principale et le renfort [49]. D'autres études ont également établi un lien entre la limite de fatigue du matériau utilisé comme membrane et la durée de vie du muscle [50]. L'utilisation d'un gaz comme l'azote est également l'une des solutions proposées, particulièrement pour les muscles construits à partir d'une membrane en caoutchouc naturel, plus sensible à l'oxygène présent dans l'environnement. Enfin, un cycle ayant une déformation minimale non-nulle pourrait également, selon le matériau de la membrane, augmenter la durée de vie [50]. Lié à la cristallisation sous contrainte, ce phénomène propre à certains élastomères sera détaillé à la section 2.5.3.

2.2.2 Autres types de muscles pneumatiques

Les autres types de muscles sont surtout des muscles dérivés des muscles McKibbens, comportant des fibres orientées de différentes façons. La majorité ont été trouvés dans des brevets et ont fait l'objet de très peu de recherche récemment.

Muscles plissés

Les muscles plissés [20, 21] ont été inventés pour éliminer la friction entre les fibres et la membrane d'un McKibben et permettre le fonctionnement du muscle à basse pression. Le muscle plissé est composé d'une membrane cylindrique presque inélastique qui est plissée sur sa circonférence et de fibres qui sont placées axialement au fond de chacun des plis (figure 2.6). Lorsque le muscle est soumis à une pression, les plis se déplient, le muscle augmente en diamètre et produit une contraction. Ces muscles sont habituellement utilisés en série pour produire un plus grand déplacement, puisque leur diamètre pressurisé est beaucoup plus grand que celui d'un McKibben. Le muscle plissé est soumis à une forme d'hystérésis qui provient de la friction entre les fibres et la membrane et du dépliement des plis. À la différence d'un McKibben, la membrane ne subit aucun étirement.

Les muscles plissés subissent des défaillances comme le bris des fibres ou le détachement des fibres à l'attache, un peu comme les McKibbens. La conception d'embouts fiables, simples, compacts et légers demeure le défi de tous les muscles comprenant des fibres. Le désavantage principal des muscles plissés relève de la difficulté de les placer l'un près de l'autre en raison de l'augmentation importante de leur diamètre.



Figure 2.6 Principe de fonctionnement d'un muscle plissé [114]

Muscles de type filets

Les muscles de type filets ressemblent aux McKibbens mais possèdent des fibres placées de façon plus espacées autour de la membrane. À cause de la distance plus élevée entre les fibres, ces muscles fonctionnent à très basse pression. On retrouve en autres le muscle Yarlott [43], qui a des fibres axiales et radiales, et le muscle ROMAC [51], dont les fibres sont attachées pour former des diamants pour modifier la forme d'une membrane non-extensible (voir figure 2.7). L'avantage du muscle ROMAC est qu'il démontre une hystérésis minimale en raison de l'absence d'élasticité de la membrane.

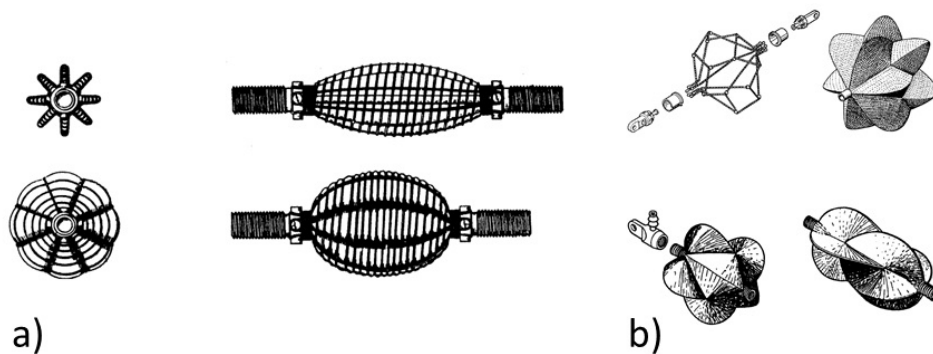


Figure 2.7 Exemples de muscles de type filets. a) Yarlott [43] b) ROMAC [51]

D'autres types moins connus de muscles existent également à travers certains brevets (voir [4, 33, 42]), avec différentes orientations de fibres, des membranes externes rigides, etc.

Structures déformables

Certains systèmes robotiques sont développés avec des principes similaires aux muscles pneumatiques, soit des structures flexibles avec des renforts localisés (par exemple, des fibres de polyaramide) [63, 70, 105]. Ces structures produisent des mouvements d'ondula-

tion, agissent en flexion, ou encore se déforment dans plusieurs directions selon les zones qui sont pressurisées. La constitution flexible de ces systèmes robotiques les rend naturellement résistants aux impacts [63], mais leur durée de vie est souvent limitée en raison des hautes déformations et des contraintes locales qu'ils subissent. Une étude s'intéresse à la durée de vie d'actionneurs en flexion, rapportant une durée de vie de 1 million de cycles pour de très grandes déformations, mais avec une pression d'actionnement et une force produite très faibles (72 kPa) [70].

En résumé, les muscles pneumatiques sont généralement soumis à l'une ou plusieurs des contraintes suivantes :

Hystérésis : L'hystérésis des muscles pneumatiques provient principalement du frottement entre les fibres et la membrane, mais également de la déformation d'une membrane élastique. L'hystérésis peut être minimisée par le choix du matériau de la membrane et en moulant directement les fibres dans la membrane pour éliminer en partie la friction causée par le déplacement relatif entre la membrane et son renfort.

Bris des fibres : Le bris des fibres est propre aux McKibbens et aux muscles plissés puisque dans les deux cas se sont les fibres qui transmettent toute la force de l'actionneur. Le déchirement des fibres peut être dû à l'usure, à une surextension ou à une mauvaise conception des embouts.

Non-linéarité : Certains muscles possèdent des courbes force-déplacement ou force-pression plus linéaires que d'autres, selon leur construction (architecture, choix du matériau) et leur mode de déformation. Les McKibbens, eux, sont hautement non-linéaires à cause de la variation non-linéaire de volume avec la déformation et de la friction de fibres.

Force nulle à contraction maximale : Les muscles pneumatiques possèdent tous un état dans lequel leur force est nulle. Dans la plupart des cas, il est possible de placer les muscles pneumatiques dans une configuration antagoniste qui permet de maintenir un minimum de tension dans le système.

Globalement, les muscles pneumatiques peuvent démontrer des durées de vie très élevées, mais toujours au détriment de la déformation (ou de la force, pour les muscles en flexion). Pour des déformations linéaires approchant 25 %, la durée de vie des muscles chute rapidement, les rendant inutilisables dans des applications réelles. Il en résulte que les actionneurs souples durables (200 000 cycles d'utilisation et plus) produisent des déformations généralement inférieures à 10 % et occupent donc un espace important dans les machines qui les utilisent.

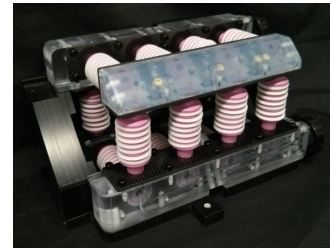
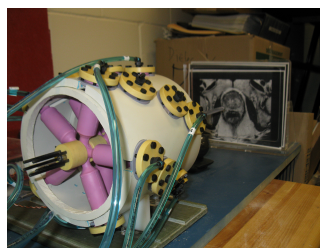
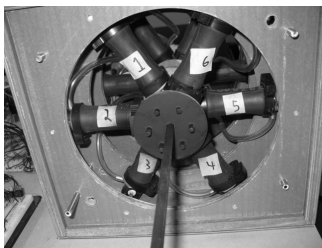
Des muscles produisant de plus grandes déformations, tout en maintenant une durée de vie élevée, permettraient leur utilisation dans des applications où l'espace, la masse et la fiabilité sont critiques comme l'aérospatiale et la robotique médicale, et en particulier pour l'application du manipulateur. **Aucun muscle existant ne permet une déformation de 50 %, et ceux qui s'en approchent ont une durée de vie inférieure au requis minimal de 100 000 cycles.** C'est dans cette optique que des muscles ont été spécifiquement conçus pour le manipulateur robotisé pour les interventions à la prostate.

2.2.3 Muscles développés pour le manipulateur

Différents muscles pneumatiques ont été développés spécifiquement pour le manipulateur, avant et au début du projet de doctorat. L'objectif est de développer un muscle qui atteint 50 % de déformation et qui supporte plus de 100 000 cycles.

Le prototype 0 du manipulateur avait été conçu et fabriqué au MIT [79] et utilisait des actionneurs diélectriques pour positionner l'instrument. Les actionneurs diélectriques manquant de force et de rigidité pour assurer un positionnement précis de l'instrument, le premier prototype développé à l'Université de Sherbrooke utilise des muscles extensibles faits de tubes de caoutchouc naturel (latex) et renforcés avec un seul anneau rigide en leur centre (figure 2.8) [83]. Ce premier muscle extensible offre près de 50 % de déformation, mais brise rapidement à cause de la dégradation de sa membrane due aux rayons UV.

Le muscle extensible à renforts radiaux (MRR) (figure 2.10) a été créé spécifiquement pour le manipulateur. L'objectif des muscles MRR est d'offrir un comportement linéaire tout en produisant la plus grande déformation possible en occupant le minimum d'espace. Leur principe de base est d'utiliser des renforts qui restreignent la déformation radiale, produisant un allongement du muscle dans sa direction axiale. L'aire du muscle demeurant sensiblement constante tout au long de sa déformation, la relation entre la pression et la



(a) Proulx & Plante UdeS 2009 (b) Miron & Plante UdeS 2012 (c) Miron & Plante UdeS 2013

Figure 2.8 Prototypes de manipulateurs pour le positionnement d'un instrument de diagnostic ou de traitement du cancer de la prostate sous imagerie à résonance magnétique.

force (et l'allongement) est plus linéaire que pour les McKibbens. Les premières versions de MRR sont moulées pour obtenir précisément la géométrie voulue.

Version 1 : renforts moulés

Les premiers prototypes moulés intègrent des renforts internes moulés et des pivots flexibles (les pivots moulés éliminent presque entièrement l'effet d'hystérésis associé à la friction sèche de pivots mécaniques comme les rotules [67]). Le pivot, indiqué sur la figure 2.9, permet au muscle de pivoter par rapport à sa fixation. La cavité interne, qui comprend les renforts moulés, est fabriquée par cire perdue (figure 2.9). De nombreux problèmes de fabrication et bris prématurés ont amené des changements graduels au design.

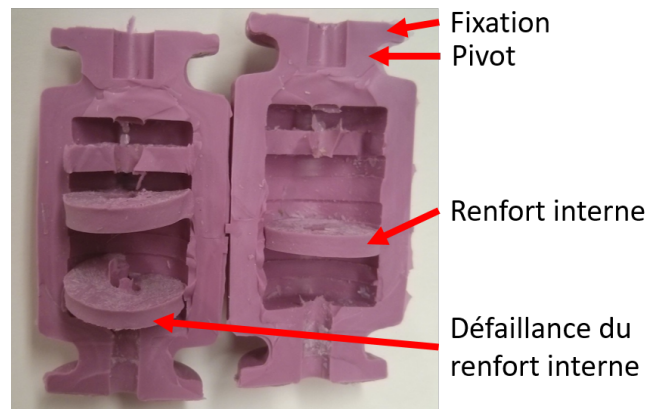


Figure 2.9 Défaillance du muscle individuel à renforts radiaux moulés (renforts internes) dont les cavités ont été formées par cire perdue.

Version 2 : anneaux

Le MRR, tel qu'il était au début du projet de doctorat (et aux débuts de Polymer Robotics), est utilisé dans le prototype de manipulateur de 2013 (figures 2.10 et 2.11). C'est à cette étape du projet que les performances du manipulateur justifient le lancement d'une entreprise visant à développer et commercialiser le manipulateur, Polymer Robotics.

Ce MRR (figure 2.10) présente toujours un pivot moulé, mais les renforts sont des anneaux de plastique maintenus en place par des renflements moulés dans la membrane du muscle. La cavité interne du muscle est lisse et formée par un cœur en aluminium. Ce cœur en aluminium est retiré après le moulage en le tirant à travers l'orifice d'entrée d'air, grâce à l'élasticité du matériau du muscle (2.10b). Le moulage du silicone RTV-4260 (Xiameter) est réalisé à température et pression ambiantes, dans un moule en aluminium en deux parties (créant une ligne de joint sur la longueur du muscle).

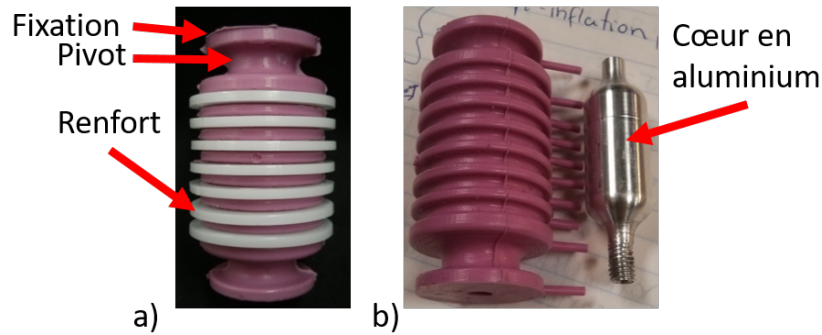


Figure 2.10 a) Muscle individuel à renforts radiaux solides (MRR) b) Cœur solide utilisé pour créer la cavité interne du muscle

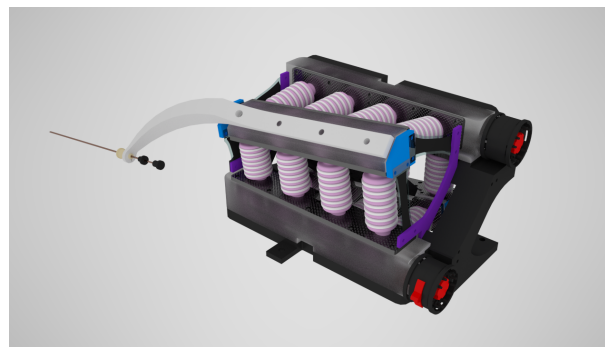


Figure 2.11 Manipulateur utilisant le MRR ayant mené à la création de Polymer Robotics.

Le MRR démontre une courbe de force linéaire dépendant majoritairement des propriétés du matériau utilisé pour la membrane, dans ce cas le silicone RTV-4260. La géométrie des anneaux a été optimisée afin de minimiser la friction (causant de l'hystérésis) et conserver la linéarité du muscle. La figure 2.12 montre cette linéarité du MRR (versions avec anneaux et avec renforts internes moulés).

Méthodologie des tests de traction Pour tous les tests de traction, réalisés pour évaluer la linéarité ou l'hystérésis du muscle, le muscle est installé sur une machine de traction (TA.XTplus Texture Analyser). Contraint à sa longueur initiale, le muscle est pressurisé. Le test de traction est ensuite réalisé à 1 mm/sec en maintenant la pression constante dans le muscle. Une force négative indique donc une force de poussée du muscle, tandis qu'une force positive indique la force de traction nécessaire pour allonger le muscle.

Le muscle MRR ne comprend pas de fibres flexibles qui peuvent se déchirer avec le temps, et ses anneaux ne sont soumis qu'à une force radiale à laquelle ils résistent avec un facteur de sécurité minimum de 100. Les anneaux permettent au muscle de supporter une pression

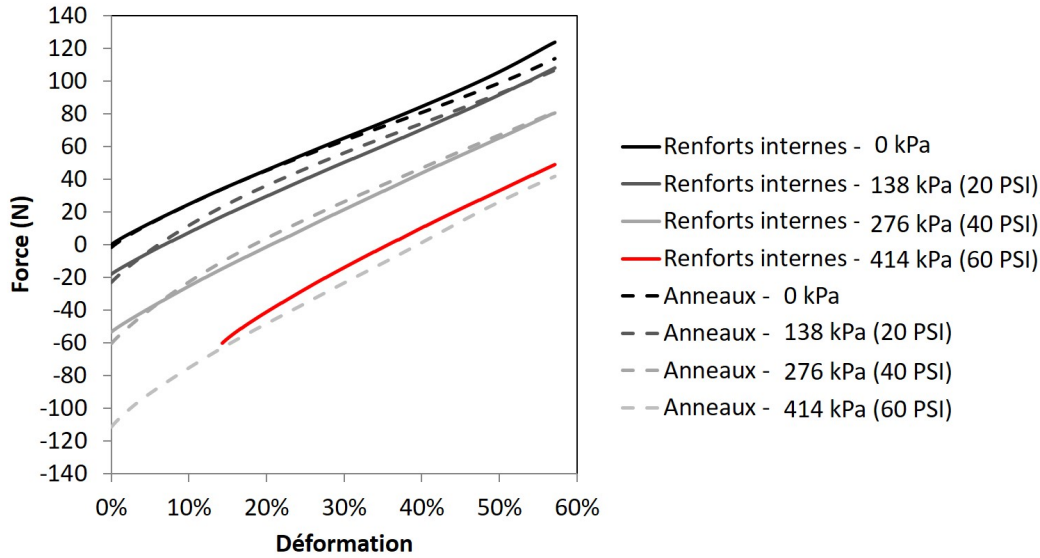


Figure 2.12 Linéarité du muscle MRR avec anneaux (version 2) et comparaison avec le muscle MRR à renforts internes moulés (version 1). Voir la section « Méthodologie des tests de traction » pour la méthodologie employée.

d'au moins 758 kPa (110 PSI), bien qu'il n'opère qu'à 414 kPa (60 PSI). L'hystérésis du MRR est très faible, tel qu'illustré sur la figure 2.13.

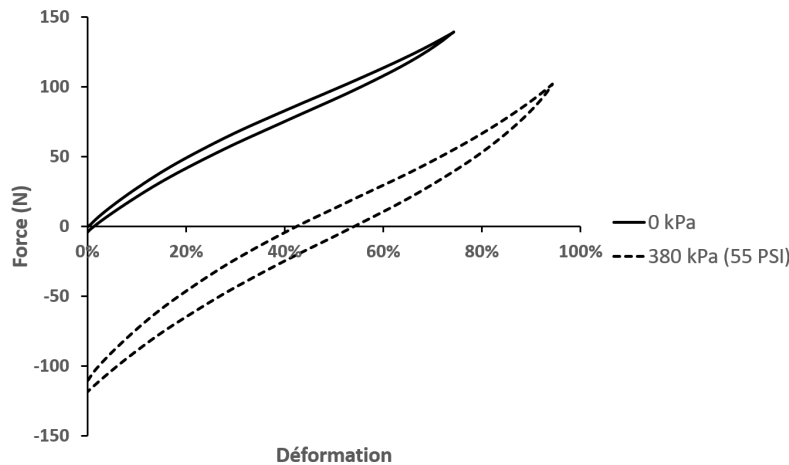


Figure 2.13 Hystérésis du muscle MRR à 0 et 380 kPa (55 PSI). Voir la section « Méthodologie des tests de traction » pour la méthodologie employée.

Dans des conditions expérimentales réalistes (muscle installé sur le manipulateur, cycles variés d'allongement), la durée de vie de ce MRR a été évaluée à moins de 50 000 cycles pour des déformations toujours inférieures à 40 %. La durée de vie exacte et la déformation sont difficiles à évaluer, puisque les muscles étaient installés sur la manipulateur et que ce dernier a subi de nombreux tests variés. La déformation maximale permise par le manipulateur

était de 40 %. La durée de vie évaluée à moins de 50 000 cycles dans ces conditions a été jugée largement insuffisante et a mené au projet de doctorat, débuté en collaboration avec Polymer Robotics.

Les observations à la suite des défaillances de ce MRR sont les suivantes :

- La variation de l’aire de la section de la paroi du muscle, nécessaire pour tenir les anneaux en place, cause des augmentations locales de la déformation ;
- La ligne de joint de moule présente une faiblesse ;
- Une contrainte locale de contact (Hertz) se produit sous les anneaux (voir figure 2.15 pour un exemple d’éléments finis) ;
- Les anneaux causent une légère abrasion de surface, et éventuellement une fissure ;
- Le moulage peut présenter des défauts (bulles) internes non-visibles.

Basé sur les observations précédentes, un MRR idéal aurait une infinité d’anneaux sur sa longueur utile, ou même un tube rigide complet empêchant complètement la déformation radiale. Les variations de section seraient minimisées, en plus de répartir la pression sur plus de surface pour minimiser les contraintes de Hertz. Un tube rigide causerait cependant une friction importante qui nuirait au fonctionnement du muscle, en plus de difficilement pouvoir contenir le muscle lors de ses variations de longueur. La première avenue envisagée consiste donc à maximiser le nombre d’anneaux tout en respectant les contraintes de moulage (géométrie de 2 mm minimum pour assurer le remplissage lors du moulage).

Version 3 : muscle cactus

Avant d’en arriver au design présenté au Chapitre 3, j’ai testé, au début de mon doctorat, une itération prenant en compte les considérations précédentes (brièvement présentée à la section 3). Cette itération est basée sur l’analyse des générations de muscles précédentes. Le design a été élaboré à la suite de nombreuses analyses par éléments finis qui comparent les déformations principales maximales de diverses géométries (figure 2.14). Ce nouveau MRR (figure 2.15) est toujours moulé avec ses pivots, et comporte un grand nombre d’anneaux. Ces anneaux sont maintenus en place par des «épines» pour avoir une épaisseur constante de la paroi du muscle (figure 2.15). Les anneaux sont aussi modifiés pour avoir une section ovale, dans le but de minimiser la contrainte de contact (de Hertz) sous l’anneau. La géométrie ovale des anneaux est rendue possible par la fabrication additive. Le MRR est également allongé afin de maintenir sa déformation inférieure à 50 % pour le déplacement requis (figure 2.15). Le nouveau design de manipulateur, réalisé par Polymer Robotics,

permettait en effet l'installation d'actionneurs plus longs que les versions précédentes du manipulateur.

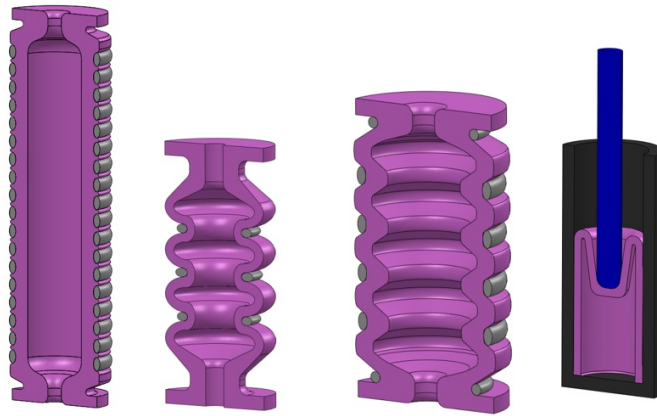


Figure 2.14 Quelques unes des géométries de MRR analysées pour tenter de réduire les déformations locales.

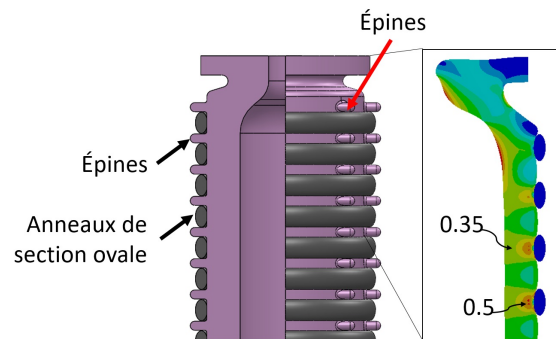


Figure 2.15 Déformation principale vraie d'un MRR long avec anneaux ovales, pour une déformation de 50 % du muscle

Bien qu'en théorie les améliorations apportées au design améliorent la durée de vie du muscle, des défaillances apparaissent très tôt durant les essais de fatigue en raison du déplacement des anneaux (malgré les «épines») et du bris du pivot, trop peu rigide par rapport au reste du muscle. De plus, avec le temps, les anneaux fabriqués par fabrication additive subissent un agrandissement radial causé par une déformation plastique, qui facilite leur déplacement et cause le gonflement incontrôlé du muscle.

Toute cette démarche démontre que des améliorations incrémentales sur les designs de muscles pneumatiques à renforts ne sont pas suffisantes, et que la conception doit être complètement revue pour atteindre les objectifs de durabilité et de déformation. La démarche montre également que la durabilité des muscles pneumatiques est une problématique qui affecte de réels projets de conception, comme dans le cas du manipulateur de Polymer Robotics. Les résultats insatisfaisants à cette étape ont mené à un virage technologique

pour Polymer Robotics, la compagnie optant pour une technologie éprouvée : les cylindres pneumatiques. Faits des bons matériaux, les cylindres pneumatiques peuvent être compatibles avec l'IRM, mais présentent soit une friction importante les rendant difficiles à contrôler (phénomène de « stick-slip »), soit des fuites importantes limitant la pression d'utilisation. Le projet de doctorat est donc devenu indépendant des aspirations commerciales, sans toutefois perdre sa pertinence étant donné l'intérêt grandissant de l'industrie et de la communauté scientifique pour la robotique souple. La réussite commerciale de la compagnie Soft Robotics Inc et le facteur d'impact élevé (8.65) du journal *Soft Robotics* ne sont que deux exemples qui témoignent de cet intérêt scientifique et industriel pour la robotique souple.

2.2.4 Conclusion

Les muscles pneumatiques utilisés en robotique souple offrent des performances inégalées en terme de densité de force et de compliance. Cependant, ils sont soumis à un compromis important entre leur déformation et leur durée de vie qui limitent leur utilisation dans des applications réelles comme celle du manipulateur de Polymer Robotics. Avec des durées de vie de quelques dizaines de milliers de cycles pour des déformations d'environ 25 %, les muscles pneumatiques ne peuvent rivaliser avec les technologies standards comme les cylindres pneumatiques.

Les muscles extensibles à renforts radiaux offrent de nombreux avantages par rapport aux muscles pneumatiques existants, dont un comportement linéaire en terme de force-déplacement, un comportement quasi-linéaire en terme de longueur-pression, l'absence de fibres pouvant endommager le muscle et une compliance inhérente. Cependant, les expériences préliminaires ont démontré que malgré ces avantages, les muscles à renforts radiaux n'atteignent pas encore l'objectif double de grande déformation et de durabilité.

2.3 Mains robotiques compliantes

Tel que mentionné en introduction, cette thèse présente des principes de conception et un concept de muscle pneumatique extensible à haute déformation et durable. Il a été démontré à la section 2.2 que les muscles pneumatiques sont soumis à une dualité entre leur déformation et leur durée de vie. Les muscles en flexion, souvent utilisés pour faire des mains robotisées souples, sont soumis aux mêmes contraintes. Cette section fait état des mains robotisées actionnées par muscles pneumatiques, puisqu'elles présentent une densité de force élevée tout en étant flexibles et peu coûteuses. L'objectif de cette section est de démontrer que les mains robotiques souples bénéficieraient d'actionneurs souples

hautement déformables, plus forts et plus durables. Par le fait même, on démontrera une autre utilité des actionneurs souples.

De façon générale, les actionneurs pneumatiques utilisés dans les mains robotiques fonctionnent en flexion, bien qu'on en retrouve certains qui se déforment en spirale (voir la figure 2.21) ou selon des patrons plus complexes pour des applications spécifiques. Comme les actionneurs linéaires, les actionneurs en flexion sont souvent peu durables, particulièrement lorsque la capacité de charge est augmentée. En effet, cette capacité de charge est augmentée en augmentant la pression dans l'actionneur ou sa déformation, deux paramètres qui ont un effet détrimental sur la durée de vie.

L'actionneur pneumatique en flexion est constitué d'une membrane élastomère et de renforts qui orientent la déformation lorsque l'actionneur est soumis à une pression interne, selon le même principe que les actionneurs linéaires présentés à la section 2.2. Dans le cas des actionneurs en flexion, les renforts sont asymétriques : d'un côté l'actionneur est contraint par un renfort inélastique flexible (ex : textile), et de l'autre par un renfort radial, qui de la même façon que pour le muscle extensible, permet l'allongement tout en limitant le gonflement radial. Sous pression, le muscle cherche à s'allonger, mais étant restreint d'un côté sur sa longueur, il fléchit (figure 2.16).

On peut diviser les actionneurs pneumatiques en flexion en deux catégories selon leur concept de renfort radial : les renforts géométriques (moulés) et les renforts externes. Comme pour les muscles linéaires, la durabilité des muscles en flexion a été très peu étudiée.

2.3.1 Renforts géométriques

Les renforts géométriques utilisent une variation de la quantité de matière pour rendre la déformation asymétrique. Le renfort radial prendra souvent une forme ondulée pour empêcher le gonflement de la partie externe de l'actionneur tout en lui permettant de s'allonger. L'une des mains pneumatiques utilisant ce principe les plus connues est celle de Soft Robotics Inc., vendue pour les applications *pick-and-place*, en particulier dans l'industrie alimentaire (figure 2.16). Une main à trois doigts permet de soulever une charge jusqu'à 4.5 kg (selon les vidéos d'application) et démontre également une préhension inversée (en appliquant une pression négative, les actionneurs fléchissent du côté opposé) [98]. Étant un produit commercial vendu pour un usage industriel, on peut s'attendre à une durée de vie très élevée, même si elle n'est pas explicitement donnée.

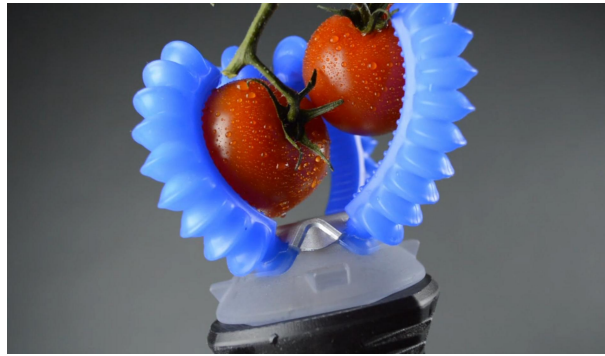


Figure 2.16 Main robotique pneumatique de *Soft Robotics Inc.*

Une seconde main utilisant un principe de construction similaire, mais fabriquée par impression 3D, démontre une capacité de charge de 5 kg avec un ratio charge-masse de 18 (ratio de sa capacité de charge sur sa propre masse), considéré comme le plus haut parmi les mains pneumatiques souples [121] (figure 2.17). La durée de vie est cependant de 600 cycles à sa pression d'opération, ce qui est largement insuffisant pour toute utilisation commerciale. L'impression 3D de matériaux hautement élastiques est une méthode intéressante pour les actionneurs en flexion des mains robotisées, mais nécessitera encore plusieurs années de développement avant de produire des matériaux résistants à la fatigue [77].

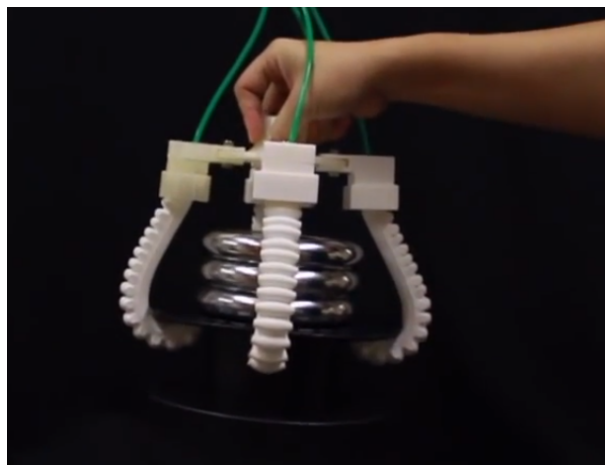


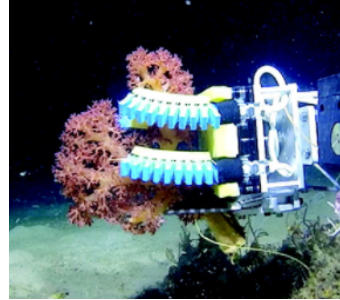
Figure 2.17 Main robotique imprimée en 3D. National University of Singapore, Evolution Innovation Lab (extrait du vidéo de [121])

Les actionneurs de type *PneuNets*, développés à Harvard pour un gant d'assistance à la réhabilitation, utilisent un réseau de canaux pneumatiques dans une structure corruguée faite de polymère [80]. Leur forme dentée d'un côté et renforcée par un textile de l'autre en font un actionneur hautement flexible tout en minimisant la déformation du matériau (figure 2.18a). Inspirée par ce design, une main robotisée est utilisée sous l'eau pour ra-

masser des échantillons fragiles sur les récifs (figure 2.18b). Les actionneurs produisent une déformation de plus de 270° , mais peuvent soulever une charge maximale de 2 kg, et leur durée de vie n'a pas été étudiée [31].



(a) *PneuNets* utilisés dans un gant pour la réhabilitation [80]



(b) Main utilisant des actionneurs de type *PneuNets* pour collecter des échantillons sous-marins fragiles [31]

Figure 2.18 Muscles de type *PneuNets*

Certains *PneuNets* ont été spécialement conçus pour l'actionnement à haute fréquence, en minimisant le volume d'air à pressuriser et la déformation de la paroi externe. En raison de la plus faible résistance à la flexion, ces actionneurs fonctionnent à plus basse pression et subissent de plus faibles déformations. Ces modifications ont amélioré la durée de vie, passant de moins de 1000 à plus de 1 million de cycles [71]. En raison de leur pression d'actionnement plus basse (72 kPa), la charge maximale doit cependant être très faible, en considérant la force en bout de doigt de moins de 1.2 N.

Enfin, des mains monolithiques (corps et doigts dans une même pièce moulée) utilisent des structures similaires et sont hautement résistantes aux dommages (elles résistent à un écrasement par une voiture) et aux impacts [63] (figure 2.19). En raison des hautes déformations généralisées et des concentrations de contraintes causées par la géométrie des renforts, il est peu probable que ces structures puissent supporter de nombreux cycles d'actionnement.

Tous ces actionneurs pour mains robotiques, renforcés par leur géométrie, sont fondamentalement limités en pression, et donc en capacité de charge, par la résistance du matériau qui les constitue. L'une des approches pour augmenter la pression et la capacité de charge est l'ajout de renforts externes rigides (inélastiques) à la structure de polymère.

2.3.2 Renforts externes

Les actionneurs avec renforts externes utilisent, d'un côté, une couche de renfort inélastique flexible (textile ou autre) et de l'autre, des fibres inélastiques placées de façon à

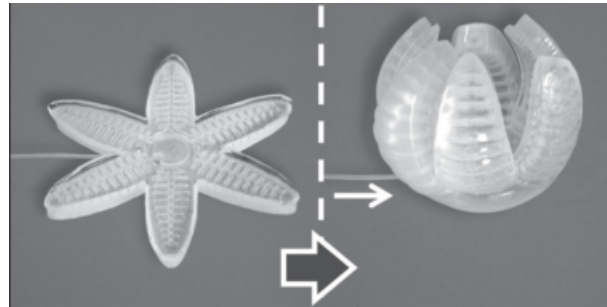


Figure 2.19 Main monolithique hautement flexible et résistante aux dommages [63].

restreindre le gonflement de la membrane mais permettant son allongement. Les fibres sont souvent surmoulées d'une seconde couche d'élastomère pour les tenir en place lors de l'actionnement, créant une structure composite (figure 2.20). L'enroulement de fibres permet à l'actionneur de supporter des pressions beaucoup plus élevées, ainsi que de programmer mécaniquement la déformation de l'actionneur, rendant possibles des déformations linéaires, en flexion, en torsion (spirale), et toute combinaison de ces déformations sur la longueur d'un même actionneur.

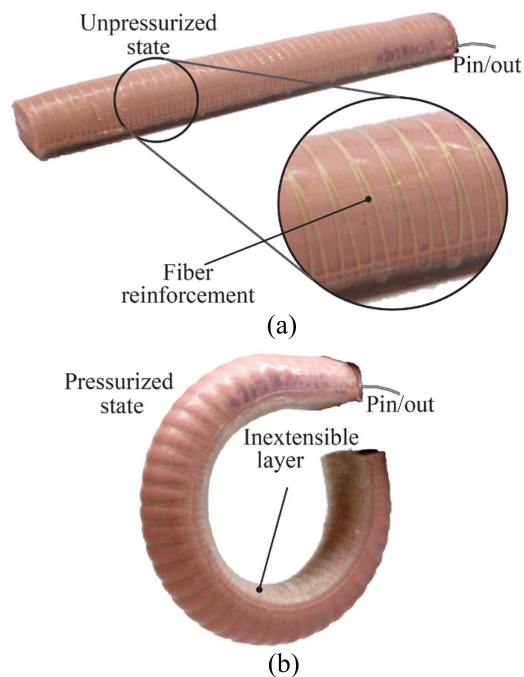


Figure 2.20 Actionneur en flexion renforcé par des fibres tissées (fibre de verre). Image tirée de [81].

Un actionneur typique (figure 2.20), fait d'un corps en silicone et renforcé de fibre de verre tissée, démontre jusqu'à 10 N de force en bout de doigt, soit 10 fois plus qu'un actionneur similaire sans renforts externes [81]. Un concept similaire [32], fait d'une membrane en-

roulée de fibres et comportant des manchons servant à modifier le rayon de courbure, peut supporter jusqu'à 6.1 kg (pour deux actionneurs). Faits d'une construction similaire, des actionneurs de type boa se déformant en spirale (figure 2.21), spécialement conçus pour la collecte de spécimens sous-marins, peuvent supporter une charge de 6 kg [31]. Même si la durée de vie n'a pas été étudiée, on peut déduire que la présence des fibres inélastiques cause l'endommagement de la membrane en raison de la pression de contact élevée (visible sur la figure 2.20b) combinée à une déformation axiale.

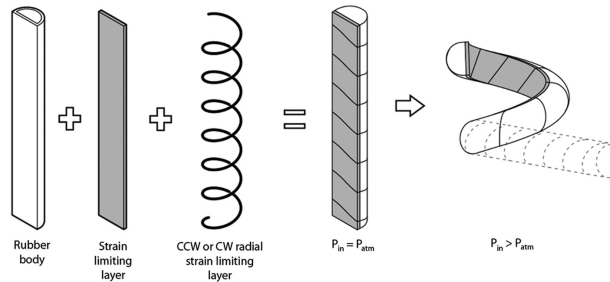


Figure 2.21 Actionneur en flexion renforcé par des fibres tissées, se déformant en spirale. Image tirée de [31].

En effet, les fibres créent des contraintes locales dans la membrane lorsque celle-ci est pressurisée, et peuvent causer des dommages de surface (abrasion) en raison des petits déplacements relatifs entre la membrane et les fibres. L'endommagement de la surface par les renforts et les concentrations de contraintes sont deux phénomènes qui affectent négativement la durée de vie des actionneurs pneumatiques souples (voir la section 3).

Récemment, des muscles en flexion ont aussi été développés pour une application de réhabilitation. Les muscles utilisent une gaine comme celle des McKibbens (avec des fibres à angle), plus longue que la membrane et avec un angle initial des fibres choisi pour créer une extension [1]. Un fil inélastique passe à travers la longueur de l'actionneur pour restreindre sa longueur d'un côté et créer une flexion. Comme prévu, l'ajout de fibres permet une pression d'actionnement élevée (jusqu'à 500 kPa) qui produit une force maximale (au bout de l'actionneur) d'environ 40 N. La durabilité n'a pas été évaluée, mais devrait être comparable aux McKibbens en raison de leurs constitutions semblables.

2.3.3 Conclusion

Globalement, les actionneurs pneumatiques en flexion offrent une capacité d'adaptation intéressante et une densité de force élevée pour les mains robotiques souples. C'est ce qui explique leur utilisation répandue dans diverses applications comme la réadaptation, la collecte d'échantillons en milieu marin, et la manipulation de nourriture. Leur durée de vie en cyclage a cependant été très peu étudiée, et les conclusions préliminaires montrent que

seuls les actionneurs à faible capacité de charge sont assez durables pour des applications réalistes. Pour augmenter leur capacité de charge, la méthode la plus répandue est l'ajout de fibres inélastiques comme renfort. De par leurs constructions similaires composées d'enroulement de fibres, les actionneurs en flexion et linéaires présentent des défis semblables de résistance à la fatigue (section 2.2). On peut faire un parallèle entre les contraintes locales, l'abrasion et la grande déformation sous pression subies par les membranes des deux types d'actionneurs. Cette ressemblance dans le principe de fonctionnement est ce qui a justifié de tenter de concevoir des muscles en flexion durables (section 4) en utilisant les principes développés pour améliorer la durée de vie des muscles extensibles à haute déformation (section 3).

2.4 Caractérisation des élastomères

La caractérisation adéquate d'un élastomère est plus complexe que celle d'un métal ou de tout autre matériau demeurant dans l'ordre des petites déformations ($< 2\%$). Les élastomères démontrent un comportement non-linéaire qui peut être représenté par un modèle phénoménologique. Les paramètres des différents modèles phénoménologiques sont déterminés à partir de trois types de tests : tension uniaxiale, tension plane et déformation biaxiale. La caractérisation adéquate du matériau permet d'utiliser le modèle pour prédire de façon juste les déformations par éléments finis. Le modèle par éléments finis du muscle, développé sous ANSYS, est un modèle simplifié axisymétrique en deux dimensions qui converge facilement sous les différents cas de chargement.

Outre leurs grandes déformations, les élastomères présentent également d'autres caractéristiques spécifiques comme la viscoélasticité et la cristallisation due à la déformation. Cette section permettra de comprendre les effets parfois majeurs que peuvent avoir ces caractéristiques sur la fatigue des élastomères.

2.4.1 Caractéristiques propres aux élastomères

Hyperélasticité

L'hyperélasticité est la caractéristique qui différencie un élastomère d'un polymère : c'est la propriété d'un polymère d'atteindre des déformations supérieures à 100% de façon élastique, c'est-à-dire en reprenant sa forme initiale. La courbe contrainte-déformation d'un élastomère est généralement non-linéaire (figure 2.22). Au repos, un élastomère comprend de longues chaînes de polymères qui sont emmêlées (comme des spaghettis). Selon la formulation de l'élastomère, on retrouve la présence plus ou moins marquée du phénomène

de réticulation, c'est-à-dire que les chaînes sont partiellement liées entre elles par des points communs à plus de deux chaînes. Lorsque l'élastomère est étiré, la première phase consiste au démêlage des chaînes de polymère, ce qui confère une rigidité donnée au matériau. Si l'étirement de l'élastomère se poursuit, les chaînes glissent les unes sur les autres, ce qui, généralement, diminuera sa rigidité. À un étirement encore supérieur, les chaînes sont alignées et ce sont directement les chaînes qui seront étirées. La rigidité augmente alors, jusqu'au point où certaines chaînes commenceront à atteindre leur élongation maximale. Ultimement, la rigidité augmente de façon importante et le matériau se rompt (figure 2.22).

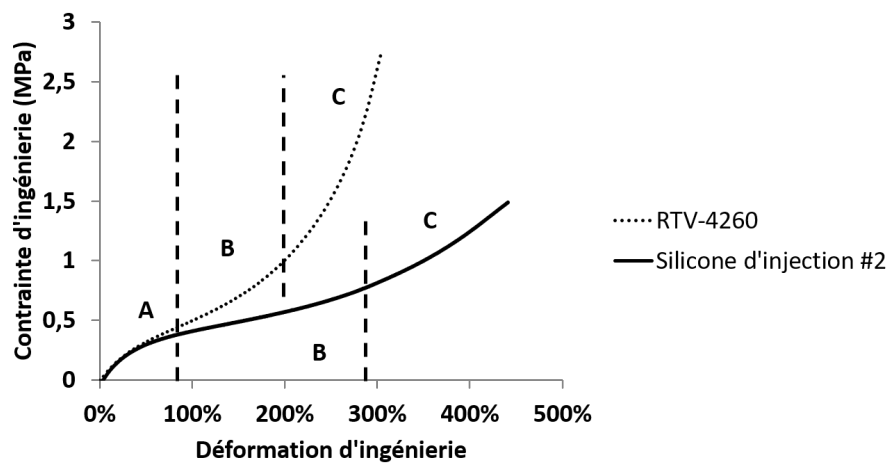


Figure 2.22 Courbe de tension uniaxiale de deux élastomères testés une machine de traction TA.XT *plus*. A-Démêlement des chaînes B-Glissement des chaînes C-Étirement des chaînes

Les modèles phénoménologiques tels que Mooney-Rivlin, Ogden, Yeoh, etc. ont été développés pour tenir compte de l'hyperélasticité des élastomères. Ils ne tiennent cependant pas compte de la viscoélasticité, qui introduit une composante temporelle dans la caractérisation des élastomères.

Viscoélasticité

La viscoélasticité est présente à un certain degré dans tous les élastomères; elle s'exprime par une dépendance de l'état de contrainte au temps t non seulement avec l'état de déformation du temps t , mais également envers les états de contraintes précédents, c'est-à-dire « l'historique » du matériau [113]. Cet historique affectera la contrainte dans le matériau pour une déformation donnée. La viscoélasticité, comme l'hyperélasticité, est un phénomène non-linéaire. Elle représente la combinaison de deux comportements présents simultanément chez les élastomères : un comportement de solide élastique et un

comportement de liquide visqueux [117]. Lorsqu'un élastomère est étiré puis ramené dans son état initial, la viscoélasticité représente l'énergie dissipée en chaleur par le matériau. Cette dissipation d'énergie est mesurée par la différence entre la courbe de chargement et la courbe de déchargement du matériau : l'aire entre les deux courbes contrainte-déformation donne l'énergie dissipée par unité de volume [65] (tel qu'observé pour un muscle à la figure 2.13). La viscoélasticité est souvent représentée par un arrangement de ressorts et d'amortisseurs : en parallèle (Kelvin-Voigt), en série (Maxwell) ou hybride avec un ensemble ressort-amortisseur en parallèle auquel on ajoute un ressort en série (Solide Linéaire Standard) [119]. La dissipation d'énergie dans un élastomère, comme dans le cas d'un système ressort-amortisseur, dépend de la vitesse et du taux de déformation. À haute fréquence, cette dissipation peut provoquer un échauffement du matériau qui, dans le cas des élastomères, entraîne une variation des propriétés mécaniques. Une vitesse d'étirement plus élevée causera également une contrainte plus élevée.

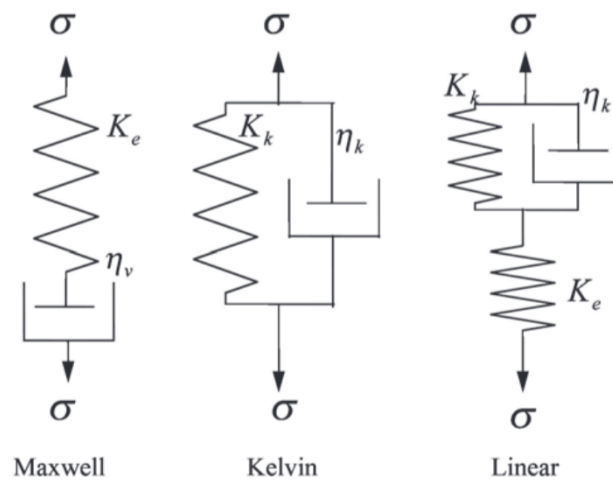


Figure 2.23 Modèles de viscoélasticité, en ordre : Maxwell, Kelvin-Voigt (Kelvin) et Solide Linéaire Standard (Linear) [119]

La viscoélasticité explique deux autres phénomènes, le fluage et la relaxation, qui seront décrits à la section 2.5.2.

Au début du doctorat, l'impact de la vitesse d'étirement, le fluage et la relaxation ont été caractérisés pour le matériau de moulage utilisé dans les premières versions du muscle à renforts radiaux (Annexe A).

Effet Mullins

L'effet Mullins est l'effet cyclique lié à l'alignement et au bris des chaînes de polymère qui cause un assouplissement du matériau sous chargement cyclique [12]. Lorsque l'élastomère

est amené à un état de contrainte/déformation plusieurs fois de suite, les chaînes moléculaires s'alignent et/ou brisent, ce qui cause un assouplissement du matériau. Pour une déformation donnée, la contrainte maximale atteinte lors de chacun des premiers cycles sera supérieure à celle atteinte lors des cycles subséquents, jusqu'à la stabilisation. Le nombre de cycles nécessaires varie selon les propriétés viscoélastiques du matériau et se trouve généralement entre 3 et 10 cycles pour un même état de déformation. Pour un nouvel état de déformation, le même phénomène se produira.

Cristallisation sous contrainte

La cristallisation sous contrainte est un changement de phase qui se produit dans certains élastomères dont les chaînes de polymère s'alignent rapidement lorsqu'ils sont placés sous contrainte. La cristallisation modifie les propriétés mécaniques de l'élastomère puisque les cristallites (chaînes cristallisées) agissent comme des agents de renforcement dans le matériau. Le phénomène est temporaire puisque les cristallites se forment lorsque le matériau est sous contrainte, mais se détériorent (ou fondent) lorsque le matériau retourne à son état initial ou se retrouve en compression [8]. La cristallisation sous contrainte est spécifique aux élastomères qui possèdent des chaînes assez ordonnées pour avoir une température de transition vitreuse près de la température ambiante. Généralement, le caoutchouc naturel cristallise sous contrainte.

Il a été démontré que la cristallisation sous contrainte pouvait diminuer la propagation de fissures puisque les cristallites s'opposent à la formation et à la propagation de fissures [7]. Cela signifie que, pour les élastomères qui cristallisent sous contrainte, le fait de maintenir le matériau toujours sous tension peut améliorer les propriétés en fatigue et la résistance à la fissuration du matériau.

2.4.2 Caractérisation du matériau

La méthode la plus utilisée dans la littérature pour caractériser adéquatement les élastomères est de réaliser trois essais distincts afin de caractériser les états de tension, de contrainte plane et de compression. L'hypothèse de base est que le matériau est incompressible et isotrope. Dans tous les tests, la viscoélasticité est négligée en exécutant les tests de façon quasi-statique, c'est-à-dire à des taux de déformation très faibles (de l'ordre de $2 \times 10^{-3} \text{ s}^{-1}$) [94]. Il a été démontré que le taux de déformation et la vitesse d'étirement n'ont pas toujours un effet notable sur les résultats [64], notamment pour un silicone sans agents de remplissage. Généralement, les tests uniaxial et biaxial sont réalisés pour trouver les paramètres du modèle phénoménologique tandis que le test de contrainte plane est utilisé comme validation [64, 94].

Uniaxiale

L'éprouvette est de style « dogbone » et est très souvent inspirée de la norme ASTM D412-16 (*Standard Test Methods for Vulcanized Rubber and Thermoplastic Elastomers—Tension*) [3]. L'épaisseur de l'échantillon doit être entre 1.3 mm et 3.3 mm et coupé dans une feuille soit avec un emporte-pièce ou une autre méthode produisant des rebords sans fissures. L'échantillon doit être marqué de deux barres perpendiculaires à l'axe de l'échantillon, équidistantes du centre de la section étroite, à 25 mm l'une de l'autre. Ces marques servent à mesurer la déformation vraie du matériau lors de l'essai de traction.

Le test de tension uniaxiale permet de déterminer la contrainte d'ingénierie (l'aire est supposée constante) et la déformation vraie à chaque incrément de déplacement, ainsi que la limite d'élongation et de contrainte à la rupture. On peut également mesurer la déformation rémanente, soit la différence entre la longueur initiale de l'échantillon et sa longueur immédiatement après le test de traction uniaxiale. Après un certain temps, l'échantillon retrouvera sa longueur initiale.

Biaxiale

La déformation biaxiale mesure le comportement en compression du matériau. Lorsqu'un échantillon subit une déformation en tension égale dans deux directions perpendiculaires, la contrainte dans la troisième direction est une contrainte de compression, puisque le matériau est considéré incompressible. La courbe contrainte biaxiale-déformation d'un élastomère diffère de sa courbe uniaxiale et influence, et permet donc d'ajuster la valeur des paramètres du modèle phénoménologique choisi pour qu'il représente mieux les deux types de déformation. Des valeurs idéales de paramètres permettraient de représenter aussi bien les déformations uniaxiale, biaxiale et planaire. En réalité, les paramètres sont ajustés pour représenter le mieux possible les trois types de déformation.

La façon utilisée commercialement est d'utiliser un échantillon en croix dans une machine de traction ayant deux axes de traction (ADMET, MTS, Instron) (figure 2.24). En plus de nécessiter un équipement coûteux et peu disponible, cette méthode donne des résultats mitigés dans le cas des élastomères [85].

La méthode la plus recommandée par les études récentes de caractérisation des élastomères est la caractérisation biaxiale par gonflement d'une membrane, le « bulge test » [64, 72, 85, 94]. La méthode consiste globalement à gonfler une membrane circulaire mince coincée entre deux plaques dont l'une comporte une ouverture permettant la formation d'une bulle. La bulle formée par gonflement n'est pas sphérique, mais il a été démontré que l'hypothèse sphérique était valide pour la section supérieure de la bulle, près du pôle [85].

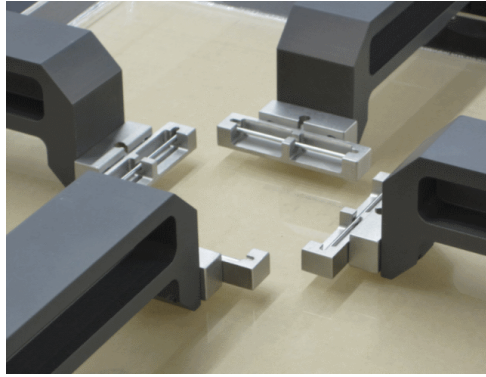


Figure 2.24 Machine de traction biaxiale planaire de la compagnie ADMET

La démonstration de [85] prouve également que l'état de contrainte équi-biaxial au pôle est équivalent à un état de contrainte en compression. Près du serrage de la membrane, l'état de contrainte est plutôt du type cisaillement [72]. La méthode de caractérisation biaxiale par gonflement de membrane a été inventée par Treloar en 1944 [108], puis reprise par Rivlin dans les années 50 pour déterminer les constantes des modèles phénoménologiques.

L'aspect critique de la caractérisation par gonflement de membrane est la mesure du rayon de courbure au sommet de la bulle, qui sert à déterminer la contrainte et la déformation du matériau. Cette mesure est habituellement prise de façon optique avec une caméra et des marquages spéciaux sur la membrane. Les études démontrent des efficacités équivalentes pour différentes techniques de marquages (et les calculs subséquents).

La méthode la plus simple demeure celle développée par l'inventeur de la méthode, Treloar [108], et améliorée récemment par Reuge [85]. Dans le cas de Reuge *et al.*, les auteurs ont marqué la membrane avec une barre de largeur connue (10 mm) peinte sur le diamètre de l'échantillon circulaire, tel qu'illustré sur la figure 2.25. Lorsque la membrane se déforme, des photos prises face au montage permettent de retrouver la déformation de la section peinte et de calculer la contrainte équi-biaxiale. Puisque la mesure est prise au plan central de la bulle, qui demeure fixe, une seule calibration de caméra est nécessaire et la caméra peut demeurer fixe pour tous les essais, peu importe la déformation de la membrane.

La contrainte circonférentielle se calcule facilement en faisant l'hypothèse que la contrainte radiale est nulle en raison de l'hypothèse des membranes (minces), due au ratio entre l'épaisseur de la membrane et son rayon de courbure [85]. Les deux autres contraintes

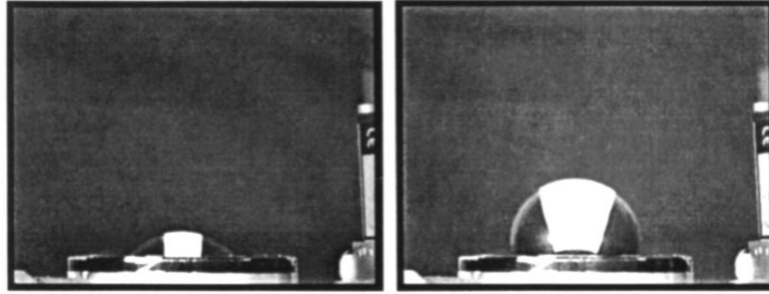


Figure 2.25 Méthode de caractérisation biaxiale [85]

principales sont supposées égales près du pôle en raison de l'état de contrainte équibiaxial et de l'isotropie du matériau. La contrainte circonférentielle est donnée par [85] :

$$\sigma_\theta = \frac{\Delta P R_c}{2e_m} + \sigma_0 \quad (2.1)$$

où ΔP est la pression de gonflement, R_c est le rayon de courbure (près du pôle), e_m est l'épaisseur de la membrane et σ_0 est une contrainte de compression supplémentaire due à la fixation par serrage de la membrane (négligée quand on ne regarde que l'état de contrainte près du pôle). En connaissant l'état de déformation local grâce à la marque sur la membrane, on peut calculer la déformation dans la troisième direction principale et l'épaisseur (le matériau est incompressible). L'épaisseur est donnée par :

$$e_m = \frac{e_{m0}}{\lambda_\theta^2} \quad (2.2)$$

où e_{m0} est l'épaisseur initiale de la membrane et λ_θ est le ratio entre la longueur du profil au pôle et la longueur initiale du même profil (largeur de la bande peinte) (figure 2.25). L'équation de la contrainte circonférentielle devient donc (équation 2.3) :

$$\sigma_\theta = \frac{\Delta P R_c \lambda_\theta^2}{2e_{m0}} + \sigma_0 \quad (2.3)$$

La validation des hypothèses énoncées dans cette section est présentée dans [85]. Il a été démontré que la caractérisation biaxiale par gonflement de membrane permettait d'obtenir une bonne estimation des paramètres des équations constitutives et conséquemment, la modélisation par éléments finis de géométries plus complexes. La prochaine section présente le test de contrainte plane, qui est utilisé pour valider les paramètres obtenus par les tests de caractérisation uniaxiale et biaxiale.

Contrainte plane

Le test est un test de tension dont l'échantillon a un ratio largeur sur longueur très élevé (de l'ordre de 4 et plus) [94]. Les auteurs recommandent d'avoir un mécanisme de fixation sur la machine de traction qui limite l'écrasement de l'échantillon dans les mords et qui assure une largeur fixe aux points de fixation. Pour ce test, le taux de déformation est très bas pour assurer une déformation quasi-statique, de l'ordre de 2 mm/min pour un échantillon de 15 mm de longueur effective. Le seul bémol de cette méthode est la difficulté à produire de grandes déformations (nécessitant une très grande force) tout en fixant l'échantillon sans l'écraser. L'écrasement de l'échantillon crée une concentration de contrainte en plus de modifier l'épaisseur et la longueur initiale de l'échantillon.

2.4.3 Conclusion de la section

L'un des objectifs du projet de recherche est d'utiliser un modèle quasi-statique du muscle par éléments finis pour comprendre les variations de déformation et de contrainte du muscle. La viscoélasticité, qui cause les phénomènes de relaxation, fluage et hystérésis en plus de contribuer à la non-linéarité de la relation contrainte-déformation, sera donc négligée. Le modèle sera utilisé pour optimiser la géométrie du muscle dans une perspective d'augmentation de la durée de vie. La caractérisation du matériau est nécessaire pour cette étape, et basée sur des méthodes de caractérisation qui ne sont pas encore totalement développées du point de vue commercial (gonflement de membrane). De plus, les silicones sont surtout caractérisés pour des applications en compression (joints d'étanchéité) et biomédicales (biocompatibilité, etc.), et sont peu utilisés pour des applications en tension où les propriétés mécaniques et la résistance en tension sont aussi critiques que dans le cas des muscles pneumatiques. Dans le cadre de travaux complémentaires (sortant du cadre de ce projet de recherche), il deviendra pertinent de regarder les aspects liés à la viscoélasticité, particulièrement en regard du choix ou du développement de matériaux spécialisés.

2.5 Modes de défaillance et fatigue

La fatigue des élastomères, qui sera abordée dans ce chapitre, entraîne l'apparition de trois phénomènes : la fissuration, la relaxation et le fluage. La fissuration provoque la défaillance complète et permanente de la pièce, tandis que la relaxation et le fluage en modifient temporairement les propriétés mécaniques. Puisque les défaillances des muscles se produisent généralement au niveau de leur membrane élastique, on peut associer ces phénomènes aux mécanismes de défaillance du matériau. La section présente également

les techniques de visualisation des défaillances pour l'évaluation des dommages dans des élastomères.

La fatigue des élastomères est influencée par de nombreux facteurs mécaniques, thermiques et chimiques [5], incluant :

- Mécanique : Fréquence de cyclage, rapport R (ratio de la déformation minimale sur la déformation maximale durant un cycle, section 2.5.3) ;
- Thermique : Augmentation de la température interne (échauffement sous cyclage), dissipation thermique, température de l'environnement de test ;
- Chimique : Oxygène, cristallisation, changement de phase solide-liquide au niveau de la microstructure (dû à l'augmentation locale de la température interne de l'élastomère).

2.5.1 Fissures

La fissuration est un mode de défaillance important des élastomères, et peut survenir autant en fatigue que sous un chargement supérieur aux limites du matériau. La fissuration d'un élastomère comprend deux phases, l'initiation et la propagation, qui définissent les deux approches d'analyse les plus connues. La fissuration des élastomères débute généralement à l'endroit d'un défaut de fabrication ou d'une inclusion dans le matériau, ce qui rend difficile son étude méthodique. C'est pourquoi la propagation de fissure est souvent plus caractérisée que la phase d'initiation. Dans le cas du silicone, utilisé pour les muscles pneumatiques, la phase de propagation est très courte et on se concentrera donc plutôt à évaluer la durée de vie jusqu'à la fissuration complète.

Initiation

La phase d'initiation d'une fissure correspond à l'étape de formation d'un défaut qui mènera à une fissure. L'initiation d'une fissure peut se produire à l'endroit d'un défaut existant (fabrication, inclusion) ou à un endroit où la contrainte ou la déformation est maximale (généralement dans le plan normal à la direction de la contrainte principale) [61]. Il est généralement admis qu'un défaut (ou une inclusion) de 30 micromètres est suffisant pour devenir un site d'initiation de fissure [40]. La fissure s'initie par une déformation plastique autour du défaut ou de l'inclusion, qui conduit ensuite à la fissuration [5].

Deux approches sont utilisées pour caractériser et prédire l'initiation des fissures [60]. L'objectif de ces approches est de pouvoir comparer des matériaux entre eux en se basant

sur un paramètre commun, qui est soit la déformation principale maximale ou la densité d'énergie de déformation :

1. Déformation principale maximale : Généralement, il a été observé que les élastomères fissurent dans le plan normal à la déformation principale, à l'endroit où cette déformation est maximale, si elle n'est pas uniforme à travers le matériau. Dans cette thèse, la déformation principale maximale sera utilisée comme critère pour étudier la durée de vie.
2. Densité d'énergie de déformation : La variation de la densité d'énergie de déformation dans le temps peut être considérée comme une mesure de la dissipation d'énergie des défauts (naturels et nouveaux) du matériau, et peut donc être utilisée comme paramètre pour étudier l'initiation de fissures.

Selon l'approche utilisée, les résultats sont souvent contradictoires et semblent dépendants du matériau utilisé [87–89]. Cependant, la déformation principale maximale demeure largement utilisée et plus simple à évaluer, ne nécessitant pas de mesure de force (pour calculer la contrainte) durant les expériences.

Propagation

La propagation a lieu une fois l'amorce de fissure formée. On considère une amorce de fissure formée lorsqu'elle est visible à l'œil nu. La fissuration des métaux se produit lorsque des dislocations glissent et s'accumulent de façon permanentes dans le matériau. Dans le cas des élastomères, on parle plutôt de la formation de cavités ou de cavitation due à la triaxialité des contraintes et à une forme de pression hydrostatique [5].

L'étude de la propagation de fissures est basée sur le taux de dissipation de l'énergie de déformation par le matériau [35, 86] (mécanique de la rupture). Ce taux est évalué comme étant la variation de l'énergie de déformation (aire sous la courbe force/déplacement) divisée par le changement d'aire de la fissure étudiée :

$$T = -\frac{dU}{dA} \quad (2.4)$$

où T est le taux de dissipation de l'énergie de déformation (ou énergie de déchirement), en $\frac{J}{m^2}$, dU est la variation de l'énergie mécanique accumulée (disponible pour la propagation de la fissure) et dA est la variation de surface de la fissure. L'équation 2.4 est basée sur la théorie de Griffith [39], qui a été le premier à émettre l'hypothèse que la fissuration des matériaux provenait d'une conversion de l'énergie mécanique emmagasinée dans le

matériau. Il a par la suite été déterminé que le niveau maximal d'énergie de déchirement atteint durant un cycle de déformation est celui qui détermine le taux de propagation de fissure [101]. L'énergie de déchirement d'un matériau est une propriété du matériau qui peut être évaluée sur un échantillon de test simple mais qui demeure indépendante de la géométrie, tel que démontré par Rivlin et Thomas [86, 102].

Lake et Linley [52] ont prouvé que si le taux de dissipation de l'énergie de déformation T (équation 2.6) demeure sous un seuil critique T_0 , la croissance de la fissure est constante et due seulement à l'attaque chimique du matériau par les conditions environnementales : elle est donc très lente. Ce seuil critique est la limite de fatigue du matériau. On peut évaluer la limite de fatigue du matériau en fonction du taux de dissipation de l'énergie de déformation, mais aussi, plus simplement, en fonction de la déformation. Pour un taux de dissipation de l'énergie de déformation ou une déformation au-delà de la limite en fatigue du matériau, la durée de vie chute drastiquement.

Plus généralement, Leslie et al. [55] et Bathias [5] proposent un modèle basé sur un échantillon planaire (très large par rapport à sa hauteur) comprenant une amorce latérale de fissure ; le mécanisme de rupture des élastomères est considéré comme fragile, c'est-à-dire que la rupture n'est pas précédée d'une déformation plastique.

Dans ce cas, la densité d'énergie de déformation W est calculée à partir de la courbe force-déplacement de l'échantillon :

$$W = \frac{\text{énergie}}{\text{volume}} \quad (2.5)$$

L'énergie de déchirement (ou taux de dissipation de l'énergie mécanique) T est ensuite calculée par l'équation :

$$T = Wh_0 \quad (2.6)$$

où h_0 est la hauteur de l'échantillon. La relation entre le taux de propagation de la fissure $\frac{d_c}{d_n}$ et l'énergie de déchirement dépend ensuite de deux constantes du matériau indépendantes de la géométrie, A et B :

$$\frac{d_c}{d_n} = B\Delta T^A = B(T_{max} - T_{min})^A \quad (2.7)$$

où T_{max} et T_{min} représentent les énergies maximales et minimales du cycle de déformation. Comme Lake et Linley, ce modèle soutient également que pour des faibles niveaux de taux de dissipation d'énergie T , il existe un seuil T_0 en-dessous duquel la fissure se propage très lentement (ou ne se propage pas, selon les conditions environnementales). Les modèles présentés ont été validés sur certains matériaux élastomères seulement et doivent être vérifiés pour valider leur application à un nouveau matériau, nécessitant une quantité considérable d'expériences. Dans cette thèse, la durée de vie des échantillons et des muscles sera évaluée expérimentalement en utilisant la déformation maximale principale comme critère de défaillance.

2.5.2 Fluage et relaxation

En plus de la fissuration, le fluage et la relaxation constituent des phénomènes liés à la fatigue, ou à la détérioration temporelle, d'un élastomère. Ces comportements sont particulièrement présents dans l'application du manipulateur pour le cancer de la prostate, puisque les muscles sont maintenus constamment sous tension pour assurer la stabilité du système sans pression (pour le prototype de 2013 et les précédents). En plus de cet effet « statique », le muscle est soumis à l'application cyclique d'un cas de chargement, ce qui ajoute une composante « dynamique » au fluage et à la relaxation.

Le fluage et la relaxation dépendent des propriétés viscoélastiques du matériau [117] :

- **Fluage** : Le fluage d'un élastomère est une variation temporelle de la déformation dans un état de contrainte constant. Ce fluage est « élastique » en ce sens qu'il est réversible et que le matériau reviendra à son état initial. Le fluage est difficile à mesurer expérimentalement en raison de la difficulté à maintenir un état de contrainte constant, puisqu'il se produit un changement de section important des échantillons. Comme première approximation pour évaluer le fluage d'un matériau élastomère, une charge constante peut être appliquée sur un échantillon uniaxial. L'approximation est pessimiste puisqu'on considère une contrainte constante alors que la contrainte vraie augmente avec le temps en raison de la diminution de l'aire de la section.
 - **Relaxation** : La relaxation d'un élastomère se traduit par une variation temporelle de la contrainte dans un état de déformation constant, dont le taux dépend de la constante de temps du matériau. La relaxation du matériau peut être estimée avec un test à déplacement constant d'un échantillon uniaxial. Cependant, la relaxation mesurée (variation de la contrainte) sera inférieure à celle du cas sous une véritable déformation constante, puisque la relaxation de l'échantillon causera une diminution temporelle de la déformation qui ne sera pas considérée.
-

Pour le silicone de moulage des muscles à renforts radiaux, la caractérisation statique du fluage et de la relaxation, réalisée au début de mon doctorat, est présentée à l'Annexe A. Dans le cas des tests de fatigue des muscles, c'est principalement le fluage qui sera pris en compte puisque les muscles seront soumis à une force (pression) maximale constante. Le fluage dû au cyclage des muscles sera étudié dans cette thèse en ramenant le chargement sinusoïdal à un chargement moyen et le nombre de cycles à un temps.

2.5.3 Facteurs influençant la fatigue des élastomères

Effet de la température

L'effet thermique sur les élastomères dépend de deux facteurs : la température de test ambiante, et l'échauffement du matériau sous un chargement cyclique à fréquence élevée. Mars cite une limite de fréquence de test pour éviter l'échauffement à 0.2 Hz [61] pour un caoutchouc naturel, tandis que Leslie et al. [55] cite une limite de près de 10 Hz pour un silicone de grade médical (jusqu'à 77 % de déformation). Bien qu'on parle souvent des tests de cyclage en terme de fréquence, le taux de déformation affectera aussi l'échauffement du matériau. La fréquence maximale permise dépendra donc également de la déformation. La température de surface du matériau doit être vérifiée fréquemment lors d'un test de fatigue pour valider que la température est maintenue constante.

Généralement, une augmentation de température a un effet négatif sur la durée de vie et la fissuration des élastomères en raison de l'augmentation du dommage mécanique et chimique et de la réduction de la cristallisation [5].

Effet du chargement et du ratio R

Les données de fatigue d'un matériau ou d'un échantillon sont tracées soit en fonction du chargement maximal ou du chargement alterné. Dans les deux cas, on peut comparer la durée de vie en fonction du ratio R (équation 2.8), qui, pour certains élastomères, influencera la propagation de fissures en raison du phénomène de cristallisation sous contrainte (voir Section 2.4.1). Il se produit en fond de fissure une augmentation importante de la contrainte à l'ouverture de la fissure (chargement en tension maximal). Cette contrainte peut conduire à une cristallisation partielle du matériau, qui augmentera sa résistance à la déchirure. Si le ratio R est de 0, ou négatif, alors la fissure se referme complètement au chargement minimal et il se produit une décomposition chimique en fond de fissure, similaire à de l'oxydation, qui entraîne la dilution des cristallites et l'annulation de l'effet

anti-déchirure de la cristallisation [5, 61, 111]. Il a été démontré qu'au contraire, le seuil de non-fissuration augmente si le ratio R augmente [5].

$$R = \frac{\sigma_{min}}{\sigma_{max}} \quad (2.8)$$

Où σ_{min} est la contrainte minimale dans le cycle et σ_{max} est la contrainte maximale dans le cycle. Le ratio R est de 0 lorsque la contrainte minimale est nulle, négatif lorsque la contrainte minimale est en compression et positif lorsque la contrainte minimale est non-nulle, en extension.

Les silicones, tels que ceux utilisés dans cette thèse pour la fabrication des muscles pneumatiques, ne présentent cependant généralement pas de cristallisation sous contrainte. L'augmentation du ratio R aura donc un effet négligeable et parfois même négatif sur la durée de vie.

Effet de la viscoélasticité

La viscoélasticité peut également affecter le comportement en fatigue des élastomères. L'effet de la viscoélasticité d'un élastomère est observé lorsque le matériau soumis à un chargement puis relâché ne revient pas immédiatement à sa longueur initiale. Si le test est contrôlé en déplacement, il est possible qu'un chargement nul ou en compression soit observé alors qu'en théorie, le déplacement appliqué devrait maintenir l'échantillon sous tension [111]. La viscoélasticité déphase également la contrainte par rapport à la déformation dans le cas de matériaux hautement viscoélastiques, ce qui peut fausser les données de fatigue et de propagation de fissure [5]. Dans le cas d'un chargement cyclique, la viscoélasticité peut donc affecter les conditions réelles de contrainte et de déformation. Pour les matériaux utilisés dans cette thèse, l'effet viscoélastique pourra être négligé en raison du faible impact du taux de déformation sur la contrainte atteinte (Annexe A) et de la basse fréquence des essais (0.25 Hz).

Effet de la biaxialité de la contrainte

La plupart des essais standards de fatigue sont réalisés sous des chargements uniaxiaux (de compression ou de tension). Mars et Fatemi [62] ont cependant démontré que la biaxialité de la contrainte peut diminuer la vitesse de propagation d'une fissure dans un élastomère. En effet, ils ont expliqué ce phénomène par la division de la contrainte dans deux directions, et donc « l'élimination » d'une partie de l'énergie qui aurait autrement contribué à la propagation de fissure dans le plan perpendiculaire à la contrainte principale. Pour des résultats précis de résistance à la fatigue, les essais doivent donc être réalisés sur la pièce

soumise à son chargement réel plutôt que sur des échantillons simples. Les auteurs ont également démontré que dans le cas d'un chargement biaxial, la propagation de fissure peut tout de même être étudiée en fonction de la direction principale de contrainte (ou de déformation).

2.5.4 Cumul des dommages en fatigue

Comme pour les métaux, la loi de Miner [66] (équation 2.9) est largement utilisée pour décrire le cumul des dommages en fatigue des élastomères, surtout dans le cas où le chargement étudié est constant dans le temps [122] :

$$\sum \frac{N_i}{N_{fi}} = \frac{N_1}{N_{f1}} + \frac{N_2}{N_{f2}} + \dots + \frac{N_i}{N_{fi}} = 1 \quad (2.9)$$

où N_i est le nombre de cycles pour le cas de chargement i et N_{fi} est la durée de vie (nombre de cycles maximal) à ce cas de chargement. Des études contradictoires montrent que la séquence de chargement peut avoir un impact [99] ou non [27] sur l'étude de la fatigue d'un élastomère. Il existe différentes façons de compter les cycles pour établir une procédure de test représentative de la réalité dans le cas d'un chargement aléatoire [5]. Dans le cadre de mon projet de recherche, les tests sont réalisés à la déformation maximale pour démontrer la durée de vie dans des conditions « extrêmes » de haute déformation. L'étude statistique du chargement réaliste dans le cadre de l'utilisation des muscles dans le manipulateur sort du cadre de ce projet.

2.5.5 Étude expérimentale de la fatigue

Bathias [5] propose une approche progressive pour l'étude de la fatigue d'un matériau, en partant d'un échantillon simple et allant jusqu'à la pièce finale (voir figure 2.26). Cette approche est assez flexible pour être adaptée à l'étude de la fatigue d'un muscle pneumatique.

Dans cette thèse, malgré une volonté de tester les silicones utilisés dans les muscles pour la propagation de fissure, la vitesse rapide de propagation observée (moins de 10 cycles) a pour conséquence que seule la durée de vie totale sera étudiée. Les essais sur éprouvettes entaillées ne seront donc pas réalisés. On débutera par des échantillons uniaxiaux (éprouvettes lisses), puis le matériau sera testé directement sous forme de muscle pneumatique (pièce réelle). Les essais des muscles dans leur contexte d'utilisation (manipulateur, par exemple) auraient ensuite été réalisés si le projet s'était poursuivi (sommet de la pyramide de la figure 2.26).

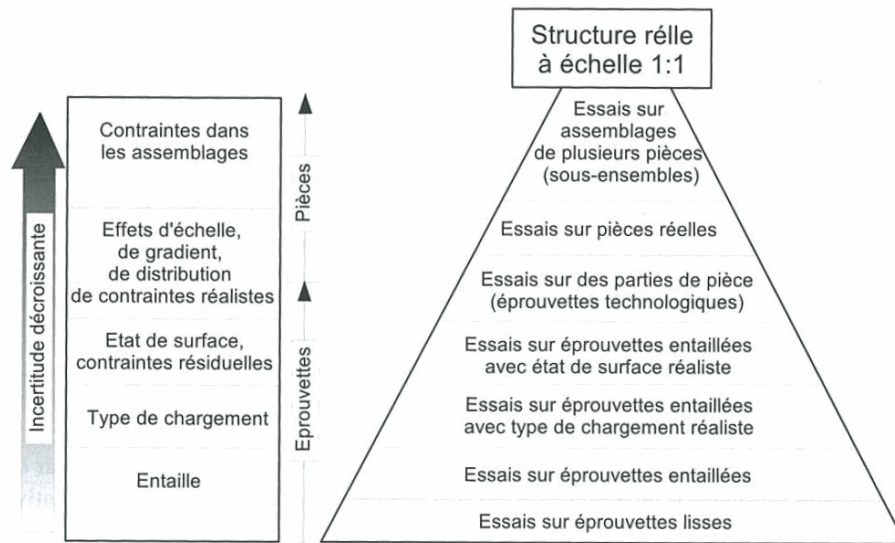


Figure 2.26 Évolution des essais de fatigue en fonction du réalisme des échantillons testés [5]

2.5.6 Visualisation des défaillances

Outre l'inspection visuelle, adéquate pour les défauts visibles en surface, la littérature démontre que plusieurs méthodes sont utilisées pour observer les défaillances des élastomères.

Microscopie électronique

La microscopie électronique à balayage (MEB) permet d'observer des fissures en surface des matériaux élastomères. Le MEB nécessite cependant que l'échantillon soit enlevé de la machine de cyclage et soit recouvert d'une couche conductrice (comme de l'or). Les analyses microscopiques permettent d'observer le front de fissure, la présence de multiples sites d'initiation de fissure ainsi que la présence de sections locales fondues, si l'échantillon peut être observé sous chargement [59]. La MEB est une technique largement disponible qui sera l'une de celles utilisées dans mon projet de doctorat.

La microscopie électronique à balayage environnemental permet d'obtenir des résultats similaires sans la nécessité d'ajouter une couche conductrice. L'étude de Hainsworth [40] a permis d'observer la taille des défauts causant des fissures (30 micromètres), le mécanisme de propagation en surface et dans l'épaisseur du matériau, l'impact de la découpe à l'eau de l'échantillon sur la fatigue et la présence de multiples sites d'initiation de fissure (voir figure 2.27).

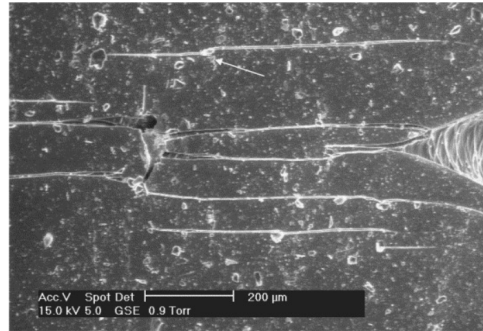


Figure 2.27 Microscopie électronique à balayage environnemental d'un échantillon de silicone montrant plusieurs fissures [40]

Microscopie fluorescente

Samuel [93] a réalisé des essais de visualisation d'un silicone transparent sous microscopie fluorescente (figure 2.28). Une teinture fluorescente est ajoutée au mélange de silicone, visible sous lumière bleue et émettant une lumière verte. Cette technique permet de voir les effets à travers tout le matériau (les émissions de photons sont additionnées à travers le matériau), par rapport à voir seulement les effets de surface. Cependant, pour être efficace, la méthode requiert un élastomère transparent, ce qui est limitatif. De plus, l'intensité lumineuse peut être reliée à la contrainte dans le matériau, mais globalement, on obtient moins d'informations qu'avec la microscopie électronique.

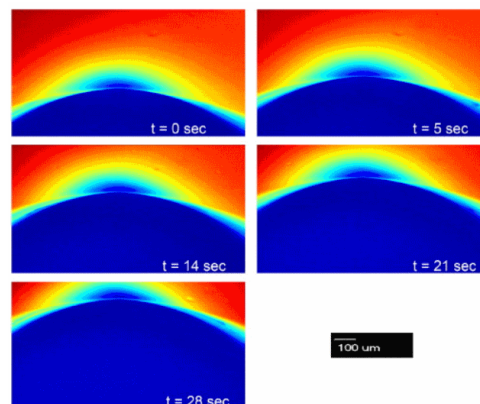


Figure 2.28 Microscopie fluorescente secondaire d'une fissure de propagation dans un silicone transparent. Le bleu pâle représente le champs dissipatif autour de la pointe de la fissure [93]

Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

La possibilité de voir certains élastomères sous IRM a été démontrée par une étude sur la détection de fissures dans des implants mammaires sous IRM (figure 2.29) [47].

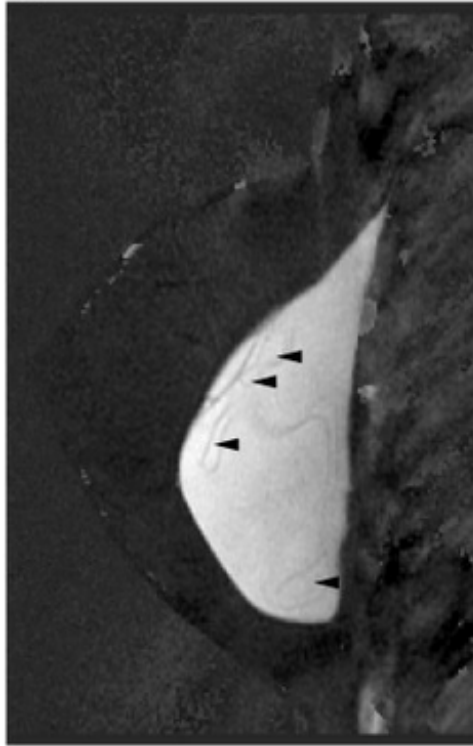


Figure 2.29 IRM de fissures dans un implant mammaire de silicone. Les fissures sont identifiées par les flèches [47]

Rayon-X et tomographie

Les rayons X et la tomographie par ordinateur (CT) permettent de voir les changements de densité et donc les fissures ou défauts dans le matériau. Le micro-CT a été utilisé avec succès pour observer l'endommagement en surface sur une pièce en silicone soumise à un cyclage (figure 2.30). Un appareil de micro-CT est disponible à la Faculté de génie tandis qu'un appareil de rayons X est disponible à la Faculté des sciences. Ces techniques sont donc assez disponibles.

2.5.7 Conclusion de la section

Outre l'étude de la fatigue du muscle MRR, le projet permet d'étudier le comportement en fatigue du silicone, qui est un phénomène peu étudié et seulement dans des cas de joints d'étanchéités ou d'implants médicaux (résistance aux dommages biologiques) [29, 46, 55, 84, 104]. De plus, une nouvelle technique d'observation des défaillances utilisant l'IRM sera explorée. Cette technique n'a jusqu'à présent été utilisée que pour l'observation d'implants mammaires, et son application en résistance des matériaux pourrait avoir des impacts importants pour l'observation et la prévention *in situ* des défaillances de robots utilisés en IRM, en plus de permettre l'observation de fissures internes sans endommage-

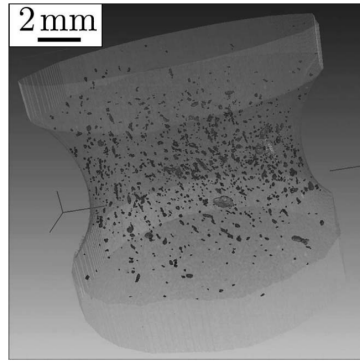


Figure 2.30 Observation de l'endommagement d'un silicone soumis à un chargement cyclique par micro-CT [53]

ment supplémentaire de l'échantillon. Dans le cadre de mes travaux de doctorat, plusieurs techniques ont été utilisées et sont présentées à la section 5.

CHAPITRE 3

CONCEPTION DE MUSCLES PNEUMATIQUES À HAUTE DÉFORMATION ET DURABLES

3.1 Avant-propos

Il a été démontré à la section 2.2 que les muscles pneumatiques existants sont fondamentalement limités à une déformation de 35 %, et que leur durée de vie à cette déformation est d'environ 20 000 cycles (jusqu'à 100 000 cycles à 25 % de déformation). Pour l'application du manipulateur décrite à la section 2.1, le requis est établi à 50 % de déformation avec une durée de vie supérieure à 100 000 cycles, soit une performance qui n'est pas offerte par les muscles existants. De plus, les concepts préliminaires développés pour atteindre ces requis se sont avérés infructueux, permettant de compléter moins de 50 000 cycles pour des déformations inférieures à 40 %.

Cette section présente un premier article portant sur des principes de conception pour les muscles artificiels à haute déformation, dans le but d'augmenter leur durée de vie en fatigue. Basée sur une série de tests expérimentaux et d'itérations de concepts testés en fatigue, l'étude révèle que les défaillances par fissuration des muscles pneumatiques à haute déformation sont majoritairement causées par une combinaison de facteurs parmi les trois suivants : la limite en fatigue du matériau, les contraintes de contact et l'abrasion de la surface. Considérant ces facteurs, un design de muscle pneumatique extensible est proposé, offrant une déformation de 50 %. Des tests de durabilité démontrent que ce design permet d'atteindre une durée de vie au-delà de 200 000 cycles, soit 10 fois plus que les muscles pneumatiques contractiles, pour une déformation supérieure.

- **Titre :** Principes de conception pour augmenter la durée de vie en fatigue des muscles artificiels à haute déformation
- **Auteurs :**
 - Geneviève Miron, étudiante au doctorat en génie mécanique, Université de Sherbrooke
 - Jean-Sébastien Plante, Professeur, Université de Sherbrooke
- **Date d'acceptation :** 27 juillet 2016

- **État d’acceptation** : Version finale publiée
- **Revue** : Soft Robotics, Special Issue : The Path Ahead
- **Référence** : Miron, G., & Plante, J.-S. (2016). Design Principles for Improved Fatigue Life of High-Strain Pneumatic Artificial Muscles. Soft Robotics, 3(4), 177–185.
- **Version** : Finale pré-publication
- **Version finale** : La version finale est disponible chez Mary Ann Liebert, Inc., publishers <https://doi.org/10.1089/soro.2016.0011>

Résumé français

La fatigue des muscles pneumatiques est une limitation au développement d’applications de la robotique souple à des domaines hautement réglementés comme la robotique médicale, les transports, et l’industrie manufacturière. Cet article vise à améliorer la durée de vie en fatigue des muscles pneumatiques en 1) introduisant des principes de conception pour des muscles à haute déformation durables et 2) démontrant ces principes par le développement d’un concept représentatif de muscle extensible dans le cadre d’une étude de cas portant sur un robot chirurgical souple.

Des requis de performance représentatifs sont dérivés de l’étude de cas d’un robot chirurgical guidé par imagerie. Une étude expérimentale de différents concepts de muscles révèle trois principes de base qui gouvernent la défaillance des muscles en fatigue : la limite de fatigue du matériau, l’usure par abrasion, et les contraintes de contact de Hertz. En utilisant ces principes, un nouveau concept de muscle pneumatique extensible fait d’un tube de silicone et d’un manchon orthotropique continu (renfort) est développé et caractérisé en termes de performance et de durée de vie en fatigue.

Les tests en fatigue confirment que le muscle pneumatique conçu pour la fatigue peut atteindre 50 % de déformation pour 229 000 cycles, une amélioration de la durée de vie d’un facteur dix par rapport aux muscles existants. De plus, ce muscle démontre un comportement force-déplacement linéaire et sa construction tubulaire permet l’intégration simple d’un capteur de position ainsi que d’un tube-guide télescopique qui peut améliorer sa force statique. L’application des principes de conception proposés offre une solution à l’habituel compromis entre la déformation et la durabilité des actionneurs souples. Ces principes peuvent être appliqués à la conception de tout actionneur ou structure compliant à haute déformation.

Design Principles for Improved Fatigue Life of High-Strain Pneumatic Artificial Muscles

3.2 Abstract

The fatigue-life of pneumatic artificial muscles (PAMs) is a limitation to the development of reliability-intensive applications of soft robots in fields such as medical robotics, transportation, and industrial manufacturing. This paper aims at improving the fatigue-life of PAMs by 1) providing design principles for durable PAMs under high strains and 2) demonstrating these design principles by developing a representative optimal extensible polymer muscle (EPM) design in the context of a soft surgical robot case study.

Representative performance requirements are derived from an imaged-guided surgical robot taken as a case study. An experimental design study over relevant EPM geometries reveals three basic fatigue principles governing the failure of PAMs : fatigue limit, abrasion wear, and Hertz contact stress. Using these principles, a new extensible pneumatic muscle made of a silicone tube and a continuous orthotropic restraining sleeve is designed and characterized in terms of performance and fatigue life.

Fatigue experiments confirm that the fatigue-optimized EPM can reach 50 % elongation for 229 000 cycles, a 10X improvement in fatigue life compared to currently available PAMs. Other than being optimized for fatigue, the proposed EPM also shows a linear force-displacement behavior and its hollow construction allows for an easy integration of a position sensor as well as a telescopic guide that increases static force. The application of the proposed design principles offers a solution to the usual compromise between soft actuators' strain and durability. These principles can be applied to the design of any durable high-strain soft actuator or compliant structure.

3.3 Introduction

3.3.1 Motivation

The growing interest of the robotics community for soft robotics has led to the development of new and creative integrated actuators and sensor systems made from smart or soft materials exhibiting passive compliance [9]. Soft robots offer benefits of being inherently

safe for human interaction [92, 110], as well as having unique animal-like movement with limited volume and number of parts. Soft robots typically build on transducing technologies such as shape memory alloy actuators [69], electroactive polymer actuators [13] and sensors [15], pneumatic artificial muscles (PAMs) [19], vacuum/pressure-activated grippers [2, 25], and tendon-driven devices [76], to name a few. Amongst these, PAMs, with high force densities, are particularly promising and have found use in fields such as mobile [96] and humanoid robotics [78], orthoses [37], and aerospace [118]. However, their large-scale implementation, as for all deformable actuators, is still limited by a fundamental compromise between large deformations and durability [118]. This paper develops design guidelines for durable high-strain PAMs and proposes a specific PAM design that shows promise in terms of high fatigue life while exhibiting 50 % extension strain, the EPM (extensible polymer muscle).

3.3.2 Background

Air cylinders

Although air cylinders are not appropriate for soft-robotics given their rigid construction, they are nevertheless reviewed here as a point of comparison. Air cylinders show a very high stroke-to-length ratio as they can extend or contract up to 70 % of their overall length. Air cylinders are reliable and durable (Bimba cylinders for example, advertise a life of 4 800 kilometers of travel which, for a 50 mm stroke, is equivalent to 48 million cycles [16]), but they present a control challenge caused by seal friction. Seal friction, with unpredictable static–dynamic transitions, is highly non-linear and causes stick-slip behavior. Glass cylinders have been developed to overcome seal friction issues, replacing seals by a close tolerance gap with minimal friction, but continuous leakage [17]. These fragile cylinders are however expensive, due manufacturing tolerances, and lack robustness.

Another solution to seal friction in air cylinders is to replace seals by rolling diaphragms. The rolling motion against a cylinder wall allows smooth operation and linear behavior. Rolling diaphragms can reach millions of cycles when properly dimensioned. Although the total stroke of a rolling diaphragm can in theory be twice its diameter [28], commonly available rolling-diaphragm actuators have available strokes smaller than their diameters, making for bulky actuators with limited stroke capabilities.

PAMs

Pneumatic artificial muscles (PAMs) use the deformation of an elastomer structure, restrained by flexible fibers, to produce contractile or extensile motion.

Pneumatic soft robotics is often seen in rehabilitation and articulated arms (patient positioning [90], delicate manipulation [23], etc.), generally using PAMs based on an elastomer membrane and a specifically designed braid reinforcement that makes the actuator contract or expand according to the braid fiber angle [19]. The most common PAM is the McKibben muscle. Commercial McKibbens units such as the *Fluidic Muscle* from Festo [26] feature an elastomer membrane with an integrated molded braid causing contraction when the membrane is pressurized. *Fluidic Muscles* are known to be reliable and durable (100 000 to 10 million cycles depending on strain), although they exhibit a fundamental maximum strain limitation of 25 %, due to the braid fiber mechanics, and have a nonlinear force-displacement behavior [26]. Strain limitation can be an important drawback for highly integrated soft robotic systems since relevant displacements would require actuators of excessive length, thus limiting compactness. Nonlinear behavior of McKibbens mostly comes from a nonlinear change in volume associated with muscle contraction, but also from friction in the braid, as well as friction between the braid and the membrane. Other types of PAMs have been developed and patented [19] but none are as widely used as McKibbens. Study of the fatigue failure of McKibbens-like PAMs shows that their design must take into account braid type, materials, and avoid joints in the braid or protective sheaths. Experiments show fatigue lives between 4 000 and 20 000 cycles for full contraction (25-30 %) [49, 50, 74]. Fatigue life of up to 120 million cycles is observed for low contractions under 5 % [74].

Other soft robotic systems using PAMs have been developed, consisting of a soft rubber structure reinforced by flexible materials (such as polyaramid fabric) [63, 70, 105]. These robots can walk, produce an undulating motion, or act as grippers when specific areas are actuated through pneumatic micro-channels. The soft constitution of these robots makes them highly tolerant to impact loads, but does not address the durability issues caused by repeated high strains and local constraining of the material. One report shows a fatigue life of over 1 million cycles for large bending deformations [70], but with very low output force ($\sim 1,4$ N) and actuation pressure (72 kPa).

A representative example of a practical use of PAMs is a manipulator that positions a needle for image-guided prostate biopsies [83]. This hyper-redundant binary manipulator uses the principle of elastic averaging to define an output position based on extensible pneumatic muscles' (EPM) states. Experiments revealed that the manipulator reaches medically relevant accuracy, but that muscles have insufficient durability. Although evolutions of this design have been presented [67] to reduce the overall size, fatigue and durability issues of these EPMS were not extensively addressed until now.

Ultimately, ideal soft-robotics actuators would show high strains of more than 30 % with meaningful fatigue life. Existing PAMs either do not address durability, or are based on the McKibben design that is limited both in strain capability and high-strain durability.

3.3.3 Approach

Relevant performance and durability requirements are derived from a surgical soft-robot manipulator taken as a representative case study. Design principles to increase PAMs' fatigue life are determined from experimental observations and applied to an extensible pneumatic muscle (EPM) specifically designed to withstand large numbers of cycles at high strains (50 %). Performance is then verified experimentally on a durability test bench.

3.4 Methods

3.4.1 Representative performance requirements

A representative practical application of soft robotics is taken here as a Magnetic Resonance Imaging (MRI)-compatible needle manipulator for image-guided interventions to the prostate (figure 3.1), such as biopsies, brachytherapy, and laser ablation [67]. MRI-compatible technologies must be exempt of conductive materials and electric signals that could affect or be affected by the MRI's magnetic field. The MRI-compatible manipulator is made of 16 EPMs attached to a frame and a needle guide. The actuation of one or more EPM creates a displacement of the needle guide. In order to have a sufficient workspace and a durability of 5 years, the following requirements are drawn from physicians' interviews and case analyses. These requirements are sufficiently general to apply to multiple soft actuator designs :

- Deformation mode when pressurized : extension ;
 - Maximum elongation : 50 % ;
 - Minimum life : 100 000 cycles at maximum elongation ;
 - Maximum force : 100 N ;
 - Force-displacement : as linear as possible ;
 - EPM diameter : 25 mm ;
 - EPM initial length : 75-100 mm.
-

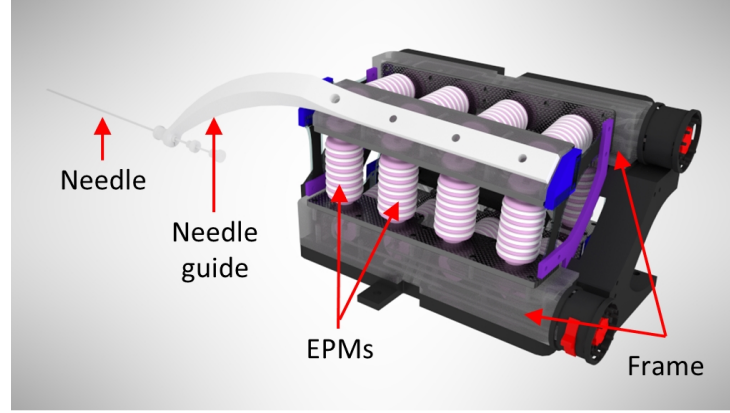


Figure 3.1 Representative soft-robotics application : an MRI-compatible manipulator for prostate interventions using EPMs

3.4.2 Design study and observations

Four generations of EPM designs are validated through performance and fatigue experiments, leading to improvements between iterations.

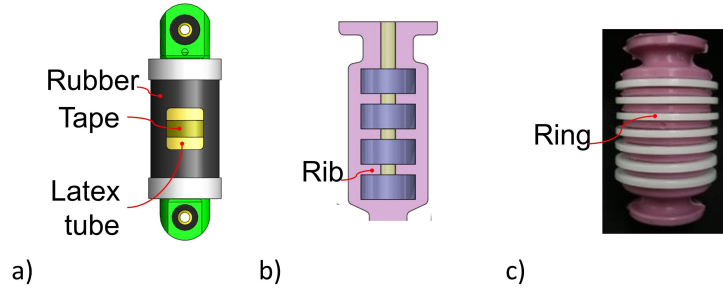


Figure 3.2 Previous generations of extensible EPMs. (a) First generation (b) Second generation (c) Third generation

After the failure of the first EPM generation (figure 3.2a) due to the UV degradation of the latex membrane, the second and third generations (figure 3.2b-c) focus on improving both the material and reinforcements. EPMs are manufactured through injection molding of room-temperature vulcanization (RTV) silicone (Xiameter RTV-4260) with a lost-wax core to create a cavity [67]. Properties of RTV-4260 include a 500 % elongation at break and a durometer of 38 Shore A. Second generation features ribs that are molded inside the EPM to restrain its radial inflation while third generation is based on external plastic rings held in place by molded spacers. These EPMs failed quickly due to the high local strains of the ribs, causing either the ribs to detach (figure 3.3a) or cracks initiating under the central rings, specifically at the mold parting line (figure 3.3b). Near the initiation site seen on figure 3.3b, small silicone particles from abrasion between the ring and membrane

can also be observed. Both second and third generations failed before reaching 50 000 cycles at 40 % strain.

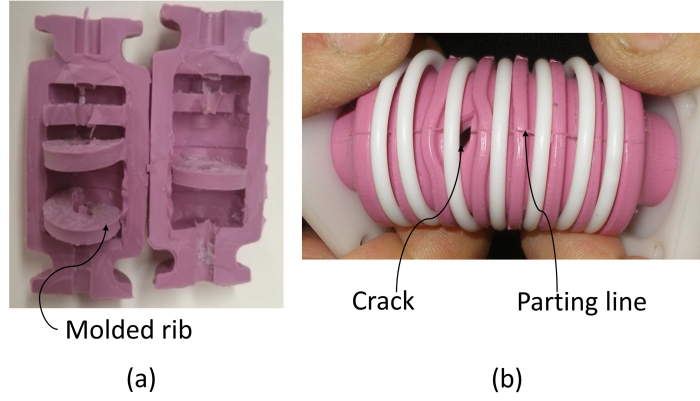


Figure 3.3 Failure of second and third design generations : (a) Second Generation : Rib detachment causing uncontrolled inflation and (b) Third generation : Cracks appear under reinforcement rings, especially at mold parting line.

Using finite element analysis (ANSYS Workbench, static non-linear¹ model), it is found that local strains under the rings are almost twice the strains in the rest of the EPM (maximum principal true strain, $\epsilon = 0.73$), due to contact pressure as well as strain concentrations caused by section changes (figure 3.4). Material properties are taken from the biaxial and uniaxial characterization of Xiameter RTV-4260 silicone. Biaxial characterization was conducted using the inflation technique proposed by [85]. A second order Yeoh model was fitted to the experimental data.

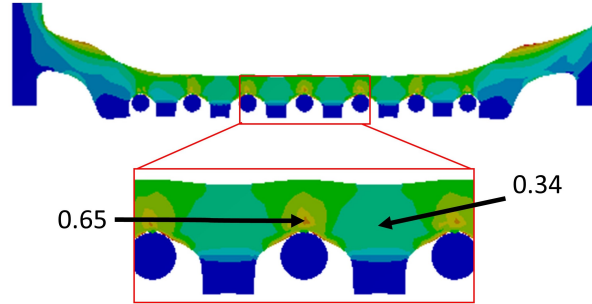


Figure 3.4 Finite element analysis (FEA) of third generation EPM shows high local strains (maximum principal true strain) under reinforcement rings when pressurized at 380 kPa (50 % overall strain). Geometry is simplified and solved as a 2D axisymmetric model. One end is fixed, the other one is free.

Finite element analysis (FEA) is used to design a fourth generation EPM with local strains as close as possible to general strains, using the properties of Xiameter RTV-4260 silicone.

1. Le terme *non-linear* a été ajouté par rapport à version publiée pour plus de clarté

Section variations, previously used to hold rings in place, are replaced by small molded appendixes to maintain strains uniform through the membrane. Circular section rings are replaced by oval section rings, thus reducing, in theory, the contact stress/strain by 30 % [11]. The modified design is shown in figure 3.5, along with FEA results showing that despite improved strain uniformity in the membrane, local strains still are higher than general strains. This design is tested at 50 % elongation and fails after only 12 000 cycles due to ring displacement, and the consequent inflation and explosion of the membrane.

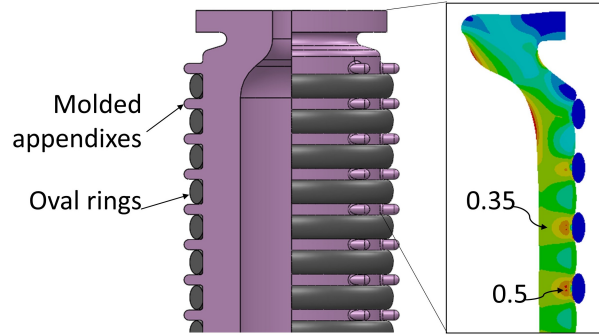


Figure 3.5 Result of the fourth EPM generation. Maximum principal true strain still remains higher under the rings than elsewhere in the membrane. Conditions : Axisymmetric model, fixed bottom end, free top end, 380 kPa internal pressure (50 % overall strain).

Two main conclusions can be drawn from these experiments, apart from the obvious significance of the polymer's environmental resistance. First, failures always occur at the location of the highest local strain, whether this strain is caused by a section change, a localized contact stress, or a combination of both. Second, manufacturing process has a major impact on how and where cracks will initiate, as it controls the presence of geometrical defects such as voids. Mold features (parting line, injection sites) are also prone to the initiation of quickly propagating cracks.

3.4.3 Design principles for fatigue life

The aforementioned conclusions as well as supporting literature explained hereafter allow uncovering three determining design principles that govern the durability of EPMS, but also more generally of PAMs.

Fatigue limit is a material property that indicates how well the elastomer withstands cycling at various strains [52]. It is defined as the strain under which the material degrades due to oxidation only, meaning without any effect from mechanical loading. Engineering strain is generally used because of its simplicity ($e = (L_f - L_0)/L_0$, where L_f is the final length of the sample and L_0 is the initial length), but true strain can be used if the

exact deformation state is known or when using finite elements analysis ($\epsilon = \ln(1 + e)$). Generally, in the case of elastomers, the maximum principal strain will be taken as the failure criterion, as fatigue cracks will propagate perpendicularly to the highest principal strain [60].

On a cycles-to-strain graph, the fatigue limit appears as the inflexion point of the curve (figure 3.6). Elastomers stretched over their fatigue limit will fail quickly. The standard test to determine fatigue limit is the uniaxial cycling of standard *dog-bone* samples. Although other factors will impact how well a PAM responds to cycling, the fatigue limit of the membrane material is a fundamental parameter that must be taken into account when designing PAMs.

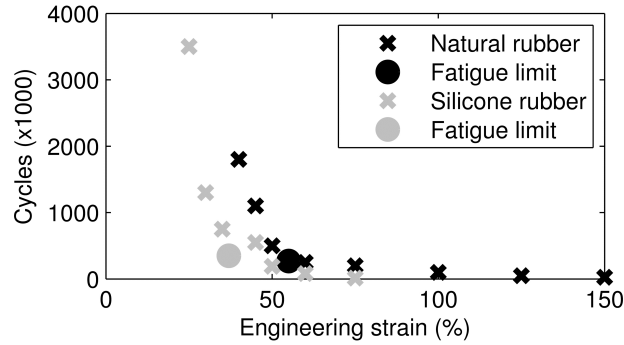


Figure 3.6 Example of fatigue limits for a natural rubber : 52 % (data from [52]) and a silicone rubber : ~ 40 % (data from [55]).

For some materials, fatigue limit not only depends on strain but also on the R_e ratio, defined as the minimum to maximum strain ratio (in one cycle). Materials affected by the R_e ratio are strain-crystallizing, meaning that crystallites form during stretching, increasing tearing resistance. If the material is returned to its amorphous state ($R_e \leq 0$), crystallites dissolve and their beneficial effect is cancelled [6]. On the other hand, if $R_e > 0$, crystallites remain present in the material and improve fatigue resistance by blocking crack propagation. Carbon-reinforced rubber is an example of a strain-crystallizing elastomer. Silicone usually does not exhibit strain-crystallizing properties, so all tests described in this paper are conducted with $R_e = 0$.

As exposed previously, strain concentrations caused by reinforcements, section changes, and material defects constitute locations where local strains will be higher than anywhere else in the PAM. Therefore, the highest local strain in the membrane will be the limiting factor in terms of fatigue limit and must be kept under the material's own fatigue limit. For fatigue-life requirements in the order of 100 000 cycles, it is generally safe to consider that

most engineering elastomers have a fatigue limit of 50 % (maximum principal engineering strain, or true strain ~ 40 %).

Contact (Hertz) stresses and strains appear under the membrane surface during contact, i.e. when the membrane is pressurized against the reinforcement. Hertz strains are minimized by increasing the contact area, to improve pressure repartition, or by limiting contact force [11]. Combined axial and Hertzian strains right under reinforcements' contact points are higher than anywhere else in PAMs, and can thus exceed the fatigue limit of the material, causing premature failure.

Surface Damage Abrasion occurs when sliding between two surfaces creates a shear stress in the softest material, often causing the detachment of small material particles. Those particles in turn cause surface damage as they are trapped between the two sliding surfaces [30]. Abrasion can leave visible marks on rubber surfaces. Cutting is the penetration of a sharp or very thin object through the membrane, initiating a crack [109]. Cutting can occur even with non-sharp objects if contact pressure is sufficient. Cyclic extension and inflation of PAMs causes surface crack initiation sites to propagate and eventually leads to membrane failure.

To avoid surface damage, reinforcements must thus provide a smooth low-friction contact surface, minimize relative displacements with the membrane, and be large enough to avoid cutting through the surface.

3.4.4 Proposed design

The three preceding design principles are now put to work in a design strategy seeking to improve the EPM's fatigue-life.

Pushing the concepts of membrane uniformity and evenly distributed pressure leads to a new design where the molded membrane is replaced by an extruded silicone tube (McMaster-Carr #5236K234), extrusion being a manufacturing process that avoids having a mold parting line. Fatigue limit of these silicone tubes' material is experimentally validated using standard uniaxial samples cycled at a 1 Hz frequency. Frequency is limited to avoid material heating, especially at high strains. Samples are cut from the tube directly using a cutting die. Engineering strains from 50 % to 170 % are tested, and results show a minimum life of 1 million cycles for all tests, which is deemed sufficient to reach the 100 000 cycles requirement. At lower strains, tests are stopped due to time constraints.

The major improvement of this design over the previous ones comes from the replacement of individual reinforcements (rings or ribs) by a continuous orthotropic sleeve. The continuity of the sleeve minimizes local strains due to section changes and Hertz contacts,

therefore maintaining the strain almost constant (and under the fatigue limit) throughout the whole EPM. The sleeve is orthotropic in that it is elastic in the axial direction and inelastic radially, as shown in figure 3.7. The sleeve mimics an infinite number of individual radial reinforcements. Ideally, the concept would ask for a continuously woven cylindrical sleeve, but for prototyping purposes, the sleeve is made from a 75 mm-wide elastic band (figure 3.7a) commonly used for clothing (available at most textile retailers) and sewn into a cylinder along its long edge. The seam is manually sewn using a triangular pattern that allows the seam to stretch with the sleeve (figure 3.7b,c). The sleeve is sewn around the silicone membrane (figure 3.7d) and both ends are attached to endcaps using collars to form the EPM shown on figure 3.8. The focus being on making the EPM more durable, little effort was put into optimizing the sealing and attachment method.

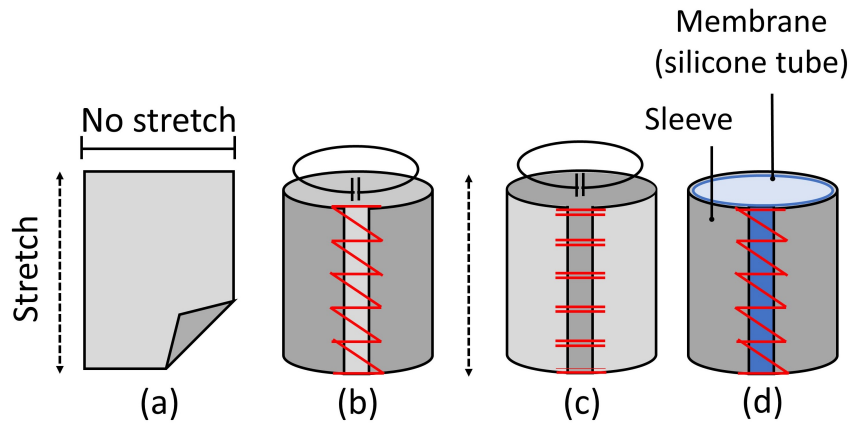


Figure 3.7 Sleeve assembly. Seam is shown in red. (a) Elastic band (b) Exterior view of the sewn sleeve (c) Reverse side of the sleeve (in contact with the membrane) (d) Sleeve as installed over membrane

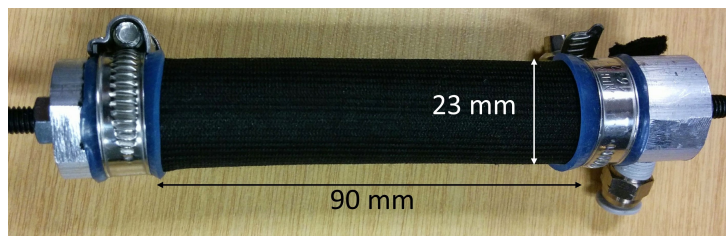


Figure 3.8 Muscle assembly

The simple tubular construction allows for a position sensor such as a dielectric elastomer (DE) sensor to be easily integrated inside the EPM, taking no additional space and providing position feedback (figure 3.9b). A DE sensor is a flexible capacitor for which the capacitance can be related to the stretch. It is made of a thin elastomer film covered on each side by a flexible carbon electrode. For uniaxial DE sensors, it has been proven that

capacitance varies linearly with stretch, simplifying control [15]. The DE sensor can be installed inside the EPM and fixed at both endcaps to stretch with the EPM and provide a measurement of the deformation. Using holes in its rigid ends, the sensor is fixed to a pin located at each extremity of the EPM (figure 3.9a). Reliable DE sensors are available commercially (e.g. StretchSense) or can be fabricated in-house. In-house prototypes of a uniaxial DE sensor have withstood 130 000 functional cycles at 50 % elongation. Other types of position sensors could also be used, such as fiber optics linear encoders (e.g. Micronor).

Depending on system configuration, EPMs can show buckling when exposed to high compressive forces. To overcome buckling, the proposed EPM can be fitted with an optional telescopic guide inside the membrane (figure 3.9a), making the EPM similar to a standard air cylinder. This telescopic guide can also be combined with a DE sensor (figure 3.9a). The telescopic guide is made of acetal tubes to provide structural properties with minimal friction. The guide integrates a barbed section and DES fixations on each section, as well as pneumatic connections, replacing the endcaps to minimize overall volume and inactive length.

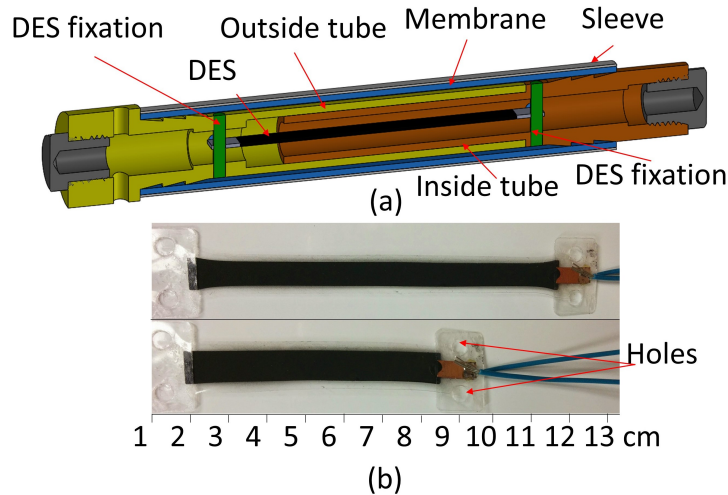


Figure 3.9 (a) Telescopic guide with integrated DE sensor. The sensor is fixed at one end to the outside telescopic tube and at the other to the inside tube (b) Stretching of a uniaxial DE sensor. Holes are used to attach the sensor to the EPM extremities.

3.5 Experiments and results

This section presents the experimental results characterizing the fatigue life of the highly deformable extensible pneumatic muscle. EPM's general characteristics of force, stiffness, and displacement are also validated.

3.5.1 Performance maps

Building performance maps requires the EPM to be gradually stretched up 50 % strain while subjected to a known internal pressure. EPM is stretched using a *Ta.XT Plus Texture Analyser* (Texture Technologies) traction machine, while pressure is controlled by a Festo pressure regulator (type VPPM). Maps are used to choose an operating point for the EPM and to help design geometrically similar actuators. Force-strain data, in order to account for hysteresis, is taken as the mean between the stretching and return curves.

Performance maps of both the non-guided and the guided EPMS show the relationship between force, pressure, and strain (figure 3.10a,b), where isolines represent constant force as a function of strain and pressure. The pushing force exerted by the EPM is positive and the external force required to lengthen it (pulling) is negative. Quasi-linearity between force and pressure, or strain and pressure, facilitates EPMS position and force control. Another important advantage of EPMS is highlighted in figure 3.10 : EPMS have bidirectional force capabilities, meaning that a single actuator can impose both pushing and pulling forces (when pre-stretched²). Only one EPM can thus replace an antagonistic system using multiple McKibben actuators. Tensile/compressive force behavior can be adjusted during design by modifying membrane material and thickness as well as assembly pre-stretch.

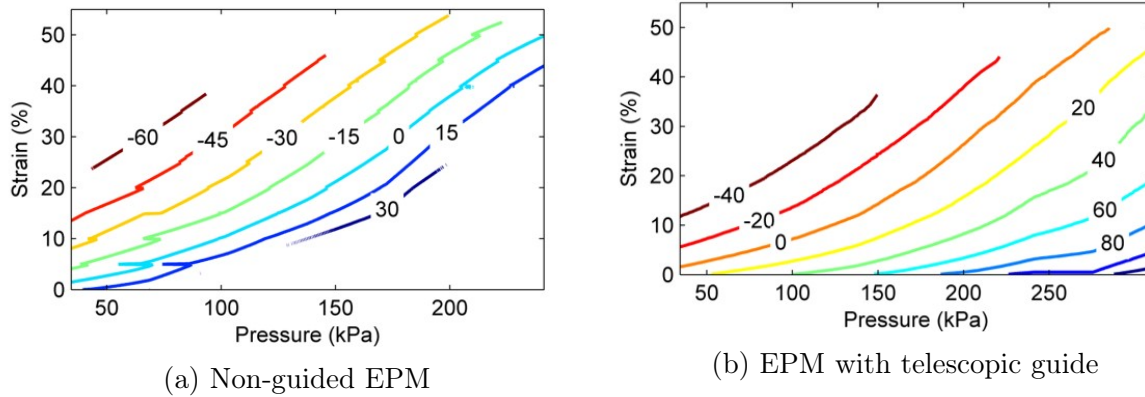


Figure 3.10 Isolines represent constant forces exerted by the EPM (in Newtons) (positive = pushing) as a function of strain and pressure

2. Le terme *when pre-stretched* a été ajouté par rapport à la version publiée pour plus de clarté

Linearity of the EPM's behavior is evaluated by fitting a first order polynomial function to map data (force, pressure, and strain). The resulting plan shows³ a coefficient of determination of $R = 0,97$, which indicates good agreement between experimental data and a linear model. The choice of a first order polynomial function is relevant as the EPM behavior can be represented by its mechanically-significant model (equation 3.1). Equation 3.1 comes from the principle that the force exerted by the EPM is given by the pressure on the endcap minus the elastic force from the stretched elastomer.

$$\begin{aligned} F &= AP - kd \\ A &= 425 \text{ mm}^2, k = 2,32 \text{ N/mm} \end{aligned} \tag{3.1}$$

where F is the force, A is the inside area of the EPM plus 10 % to account for a slight diameter increase under pressure, P is the internal pressure in MPa, k is the EPM stiffness ($k_{\text{membrane}} + k_{\text{sleeve}}$) and d is the extension in millimeters. k is calculated for both the silicone and sleeve using their approximate Young's moduli E through the equation for the axial deformation of a beam (equation 3.2) [10]. For the purpose of this linear approximation, Young's moduli are experimentally determined using a *Ta.XT Plus Texture Analyser* with uniaxial samples, neglecting section variations.

$$E = \frac{k_{\text{sample}}L}{A_{\text{sample}}} \tag{3.2}$$

Where k_{sample} is the linearized stiffness of the uniaxial sample (sleeve or membrane), L is its length, and A_{sample} its section area.

For the guided EPM, the maximum error of equation 3.1 is 7,5 N (7,5 %) (mean error : 2,6 N) when compared to the linear fit over map data. Model is not validated for the non-guided EPM data because all tests allow some buckling that is not taken into account by the model⁴. Although the model from equation 3.1 is a rough approximation, it is a simple and useful tool to predict the global behavior of new EPM designs.

Maps show that the newly designed EPM reaches the initial requirements of force and elongation. The EPM can reach 50 % elongation and adding the telescopic guide increases the EPM's pushing force by a factor of 3 (100 N) without affecting its stiffness.

3. La formulation a été modifiée par rapport à la version publiée

4. Le flambage du EPM sans guide télescopique survient lorsque le déplacement est bloqué et que la pression est augmentée

3.5.2 Fatigue life

Experimental set-up

Endurance tests are performed on the assembled EPM in order to evaluate its fatigue life and learn about its failure modes. The EPM is mounted vertically and attached by its top extremity, while its other extremity is free and attached to a 0,5 kg mass. The purpose of the mass is to ensure a straight deformation without inducing prestretch⁵. Pressure in the EPM alternates between atmosphere and the pressure required to reach 50 % deformation ($R_e = 0$). Going back to the principle of fatigue limit, choosing a R_e factor of 0 represents a worst case scenario, even though silicone usually is not a strain crystallizing elastomer. Cycling frequency is set to 0,5 Hz and air-flow is slightly restricted in order to make the test as fast as possible without generating heat. The test automatically stops when the pressure command cannot be maintained, i.e. when the membrane suffers a crack or pinhole through its thickness.⁶ Pressure is controlled by a Festo VPPM pressure regulator and verified using a pressure sensor (*P51 Series LG* from SSI Technologies). Data acquisition is controlled via Labview and a Labjack *U3-LV USB DAQ* device.

Fatigue results

The first EPM prototype using the sleeve concept shows a life of 78 000 cycles at 50 % strain. Although the requirement asks for 100 000 cycles, this is considered a major improvement when compared to McKibbens that are known to last 20 000 cycles at less than 30 % strain. For this EPM, failure occurs in the form of a pinhole growing into a surface crack and propagating through the membrane, which is a common failure mode of PAMs [49]. Inflation of the EPM causes the membrane to come in contact with the thread with a 250 kPa contact pressure. Seam pattern is visible in figure 3.11a,b, printed in the silicone. The thread causes a highly localized contact stress/strain (figure 3.11c), as well as possible abrasion and shear stress from the relative movements, eventually leading to membrane failure through a mode I crack propagation (opening).

Visual observations confirm that aside from the thread pattern impression (eventually causing a crack) in the silicone, no damage occurs to either the membrane or the sleeve. Fatigue life experiments previously conducted on the membrane material (see Section 3.4.4) confirm that failures are caused by other factors than the simple stretching of the elastomer membrane.

5. La couture du manchon peut ne pas être parfaitement droite, menant à une légère courbure lors de la pressurisation du muscle. La masse n'est pas suffisante pour induire une déformation notable.

6. Après la défaillance du muscle, une inspection visuelle détaillée est réalisée.

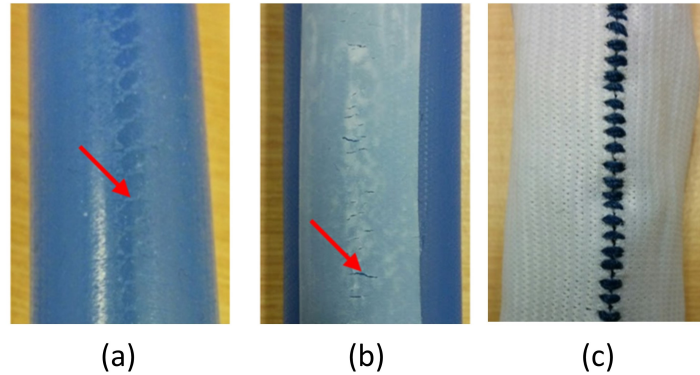


Figure 3.11 (a) Pattern impression of the seam in the membrane (b) Crack in the protective strip has propagated through the membrane (c) Each crack corresponds to a contact point with the thread (inside of the sleeve is shown)

Fatigue-life improvements Two approaches are investigated to improve fatigue life and limit failures due to the seam : adding a protective layer under the seam and changing the thread size and material. First, a 15-mm-wide protective strip made from a thin silicone sheet (0,25 mm, McMaster-Carr #86435K121) is glued on the membrane (using 3M *Marine Silicone*), under the seam (figure 3.11b). This new EPM shows an improved fatigue life of 145 000 cycles, but still presents the same failure mode under the seam contact points where cracks propagate first through the silicone strip, and then in the membrane.

Changing the thread from a regular polyester thread (Dual Duty *XP All Purpose*, 0,15 mm) to a bigger nylon thread (Coats *ExtraStrong Upholstery*, 0,5 mm) is found to improve fatigue life significantly, with repeatable results over 180 000 cycles (3 samples). Fatigue life is further increased to 229 000 cycles when adding small quantities of lubricant (glycerin) daily during the fatigue test (on and through the seam).

Creep Inflation pressure (force) is held constant during EPM cycling, which can cause the membrane material to creep, and thus, a slow drift in strain over time⁷. EPM force-displacement characterisation was performed after 100, 1000, and 10 000 cycles using the methodology presented in Section 3.5.1. Results show that EPM's strain at 206 kPa increases by 2,5 % after 10 000 cycles. As shown in figure 3.12, the behavior follows a linear-log law with respect to time, which is typical of creep in elastomers [120]. The creep behavior is also observed in a uniaxial sample of the membrane material, maintained under a constant force using a *Ta-XT Plus Texture Analyzer*. For this test, an initial strain of

7. Durant les phases pressurisées, la pression est toujours la même.

$\sim 25\%$ ⁸ is chosen as it is approximatively⁹ the average EPM strain during cycling, which alternates between 0 and 50 %.

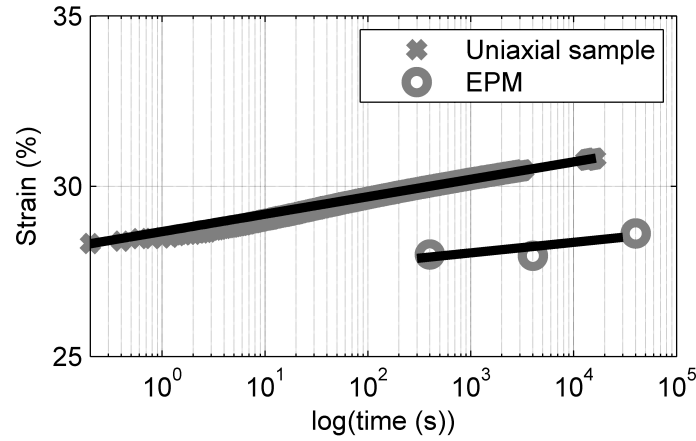


Figure 3.12 Semilogarithmic plot of creep for a uniaxial membrane sample and the EPM. For the EPM, cycles were converted to time using the cycling frequency of 0,25 Hz. Both initial strains were 28 %. Solid black lines represent linear-log fits (slope = creep rate).

Results (figure 3.12) show that the EPM and the uniaxial sample present similar creep rates of 0,22 and 0,13 (strain % per decade), respectively, supporting the creep hypothesis. The difference in creep rates could be explained by the loading pattern, strain state, or transfer of the EPM from the cycling test bench to the *Ta-XT Plus Texture Analyzer*. The integration of a sensor in the EPM (or externally to the EPM) can easily overcome creep issues with proper closed-loop control strategies.

3.6 Discussion

Given the previous results, it is likely that a combination of failure mechanisms such as cutting, abrasion and Hertz stress/strain, causes the initiation and propagation of cracks in the membrane.

First, results are analyzed against the abrasion/cutting hypothesis. In the case of cutting, lubrication (of a blade, for example) increases the damage for a given force as the cutting tool slides more easily through the material [109]. In the case of the EPM, lubrication improves fatigue life, which indicates that cutting is not a major failure mechanism. Fatigue cases in which lubrication improves fatigue life usually concern surface shear stresses, for example when using rubber seals. It is thus likely that the cracking mechanisms in play

8. 28 % exactement

9. Le terme *approximatively* a été ajouté par rapport à la version publiée pour plus de clarté.

include surface shear stresses caused by the thread (and sleeve) sliding over the membrane, and that adding a lubricant on the seam during the fatigue test reduces these shear stresses.¹⁰ The nylon thread, presenting a larger diameter than the other thread, also appears to show a lower coefficient of friction due to a lower level of hairiness (property of a thread by which small fibers protrude from the thread). These results confirm that providing larger reinforcements with minimum friction improves the fatigue life of EPMS and more generally of PAMS.

The increased diameter of the nylon thread is thought to reduce localized Hertz stresses and strains, as doubling the diameter of the thread reduces the theoretical Hertz stress under it by 25 % (hypothesis : the diameter of the EPM is infinite with regards to the diameter of the thread). Reduced local stresses and strains avoid exceeding the fatigue limit of the material and also improve fatigue life of EPMS and PAMS.

Given the previous analysis, it can be concluded that a seamless sleeve would avoid failures caused by local stresses and strains under the thread, as well as surface damage caused by the thread, thus leading to the EPM withstanding still more cycles. However, preliminary research shows that the manufacturing technique to produce a continuously woven orthotropic sleeve is not readily available. If such a sleeve was developed for EPMS, all three of the previously identified fatigue-related design principles would be well managed :

Fatigue limit It has been experimentally validated that the chosen silicone material can withstand more than 50 % elongation for at least a million cycles. In the case of the EPM, experimental results show that when keeping strains below 50 %, meaningful fatigue life of 229 000 cycles can be reach. Without strain concentrations from the thread, the continuous sleeve would render the EPM even more durable.

Contact (Hertz) stress/strain Avoiding membrane contact with the thread through the manufacturing of a seamless sleeve would avoid local stresses/strains under the thread. All other improvements (to the thread material, protective strip and seam design) can have beneficiary effects in reducing local strains, but will not eliminate failures.

Surface damage The EPM shows surface damage under the thread, a symptom of surface shear stresses, which are affected by friction. A seamless sleeve would prevent this failure mechanism as no signs of surface damage are seen anywhere on the EPM but under the thread.

10. Les mécanismes d'abrasion et de découpe réagissent différemment à l'ajout d'un lubrifiant. L'amélioration de la durée de vie en cyclage avec l'ajout d'un lubrifiant prouve que le fil n'agit pas comme une lame, mais plutôt qu'il use la surface.

3.7 Conclusion

In this paper, design principles are proposed to address the challenge of fatigue life of high-strain soft actuators. Three main factors are found to impact PAMs fatigue life : fatigue limit of the membrane material, abrasive wear and cutting (surface damage), and contact stresses and strains (Hertz). The membrane of a PAM must be made of a material having a high fatigue limit. Reinforcements must have a low coefficient of friction to limit shear stresses, and must be as large and continuous as possible to avoid local contact stresses and strains.

By applying the principles to the design of the extensible pneumatic muscle, a fatigue life of 229 000 cycles is demonstrated for a 50 % extension, exceeding the 100 000 cycles requirement. As a comparison, previously reported contractible PAMs showed lives of 20 000 cycles for strains under 30 %. The EPM suffers a slow drift in strain due to membrane material creeping during cycling : under a constant force, EPM elongation increases following a linear-log trend. Creep issues can be overcome with adequate closed-loop control. The proposed EPM also reaches the requirements of the medical manipulator, taken as a case study, which are to produce a 100 N force as linearly as possible and to respect geometrical constraints.

Further studies will observe EPM and PAM failures in details using micro-computer-tomography (micro-CT) and microscopy to understand crack initiation and propagation for the general case of a deformable soft structure constrained by a local reinforcement.

Existing soft robots are generally not built for fatigue life, and the fatigue-oriented design of the proposed EPM could inspire the development of practical applications. Design principles not only apply to individual actuators, but could also be implemented in integrated designs such as snake-like actuators, deformable actuated structures, and other soft-bodied robots.

3.8 Acknowledgments

The authors recognize the financial support of NSERC for this research project. The authors would also like to thank Dino Mehanovic, Marc Denninger, and Francis Thérien for their contributions related to experimentations, graphic art, and dielectric sensors, respectively.

CHAPITRE 4

APPLICATION À UNE MAIN ROBOTISÉE SOUPLE

4.1 Avant-propos

L'article du Chapitre 3 met en évidence des principes de conception pour des muscles pneumatiques à haute déformation durables. Les résultats obtenus, soit une durée de vie au-delà de 200 000 cycles pour une déformation de 50 %, surpassent les requis qui avaient été établis pour l'application du manipulateur robotisé pour les interventions à la prostate sous IRM. En respectant les mêmes principes de conception et en utilisant le concept de manchon présenté à la section précédente, il est aussi possible de concevoir des muscles pneumatiques en flexion qui sont plus forts et plus durables que les muscles pneumatiques existants. En flexion, c'est aussi la déformation, mais surtout la force, qui limite la durabilité des muscles. Les muscles pneumatiques en flexion sont utilisés comme actionneurs pour les mains robotisées souples, qui trouvent de nombreuses applications dans la manipulation d'items fragiles comme la nourriture, mais aussi d'items plus lourds mais de formes variables (sacs de patates, colis, etc.). Les mains robotisées souples sont également utilisées dans des environnements inconnus, où leur compliance leur permet de naviguer des espaces encombrés et leur évite des bris causés par des collisions.

Les muscles en flexion subissent des défaillances d'une manière similaire aux muscles extensibles : c'est leur membrane qui fissure dû au contact avec le renfort. Les principes de conception qui augmentent la durée de vie des muscles extensibles devraient donc également améliorer celle des muscles en flexion.

Ce chapitre présente un article détaillant la méthode de conception, les résultats expérimentaux et plusieurs applications des muscles en flexion à manchon. Les muscles en flexion existants sont généralement peu durables, tandis que ceux qui le sont ont des pressions d'opération basses qui leur confèrent une plus faible capacité de chargement. Deux variations d'une main robotisée utilisant des muscles en flexion à manchon sont présentées, avec des capacités de chargement de 5.2 kg et de 20 kg. Les muscles de ces deux mains sont testés en fatigue et démontrent des durées de vie supérieures à 700 000 et 200 000 cycles, respectivement. Des applications de manipulation (items de nourriture, sac de patates,

cylindre, etc.) sont présentées, ainsi qu’une nouvelle application des mains pneumatiques souples, soit une pince permettant à un drone de se percher.

- **Titre :** Sleeved Bending Actuators : a Durable Solution for High Force-to-Weight Soft Grippers
- **Auteurs**
 - Geneviève Miron, étudiante au doctorat en génie mécanique, Université de Sherbrooke
 - Benjamin Bédard, étudiant au baccalauréat génie mécanique, Université de Sherbrooke
 - Jean-Sébastien Plante, Professeur, Université de Sherbrooke
- **Date d’acceptation :** N/A
- **Revue :** Soumis à Soft Robotics
- **Référence :** Miron, G., Bédard, B. & Plante, J.-S. (2018). Sleeved Bending Actuators : a Durable Solution for High Force-to-Weight Soft Grippers. Submitted to Soft Robotics.
- **Versión :** Soumise (des corrections mineures ont été apportées à la demande du jury par rapport à la version soumise)

Résumé français

Les mains robotisées souples sont reconnues pour leur capacité à interagir avec des objets fragiles, mous ou de forme inconnue, en plus des humains dans certaines applications de robotique collaborative. Toutefois, les mains souples existantes manquent généralement soit de capacité ou de durabilité, ce qui limite leur utilisation dans plusieurs applications industrielles. En fait, les mains souples pneumatiques à haute densité de force nécessitent de grandes déformations et pressions d’opération, deux paramètres qui affectent leur durabilité.

Cet article présente un nouvel actionneur en flexion à manchon pour les mains souples qui démontre une densité de force élevée et une bonne résistance à la fatigue. Le concept de l’actionneur est basé sur des principes de conception, validés expérimentalement comme étant centraux à l’amélioration de la durée de vie des muscles pneumatiques, où un manchon crée un renfort uniforme qui réduit les contraintes et déformations locales dans la membrane sous pression. L’actionneur en flexion à manchon est fait d’une membrane en silicone et d’un manchon externe qui peut supporter des pressions élevées tout en offrant une préhension flexible.

Les actionneurs en flexion à manchon sont validés à travers la conception de deux mains robotiques dimensionnées pour des applications pertinentes de la robotique souple : une petite main pour le perchage de drones et la manipulation d'items alimentaires légers, et une main plus grosse pour la manipulation d'objets lourds (> 5 kg) de masses et formes variées. La validation des performances montre que les mains offrent des capacités de chargement de 5.2 kg et 20 kg, respectivement. Les essais de durabilité des actionneurs démontrent qu'ils ont une durée de vie anticipée de 263 000 à plus de 700 000 cycles. Les mains sont testées dans différentes applications incluant l'intégration sur un quadcoptère *Phantom 2*, une démonstration de perchage, ainsi que la manipulation d'items alimentaires légers et lourds. Les expériences montrent que les actionneurs en flexion à manchon constituent une approche intéressante pour des mains robotiques souples durables et fortes.

Sleeved Bending Actuators : a Durable Solution for High Force-to-Weight Soft Grippers

4.2 Abstract

Soft grippers are known for their ability to interact with objects that are fragile, soft or of unknown shape, as well as humans in collaborative robotics applications. However, state-of-the-art soft grippers lack either payload capacity or durability, which limits their use in industrial applications. In fact, high force-density pneumatic soft grippers require high strain and operating pressure, both of which impair their durability.

This work presents a new sleeved bending actuator for soft grippers that is capable of high force density and durability. The proposed actuator is based on design principles previously proven to improve the life of pneumatic artificial muscles, where a sleeve provides a uniform reinforcement that reduces local stresses and strains in the inflated membrane. The sleeved bending actuator features a silicone membrane and an external two-material sleeve that can support high pressures while providing a flexible grip.

The proposed sleeved bending actuators are validated through two grippers sized according to foreseen applications for soft grippers : a small gripper for drone perching and lightweight food manipulation, and a larger for the manipulation of heavy material (> 5 kg) of various weights and sizes. Performance assessment shows that grippers have payloads up to 5.2 kg and 20 kg, respectively. Durability testing of the grippers demonstrates that the grippers have an expected lifetime ranging from 263 000 cycles to more than 700 000 cycles. The grippers are tested in various settings including the integration of a gripper on a *Phantom 2* quadcopter, a perching demonstration, as well as the gripping of light and heavy food items. Experiments show that sleeved bending actuators constitute a promising avenue for durable and strong soft grippers.

4.3 Introduction

4.3.1 Motivation

Soft grippers unique characteristics of compliance, resistance to impact, and lightness make them more relevant than ever for applications requiring robot-human interaction or gras-

ping objects of uneven shape or in unknown environments. Existing soft grippers rely on various technologies including granular jamming [2], underactuated cable fingers [58], bending fluidic muscles [80], electroadhesive sheets [97], etc. Particularly, fluidic grippers show a great balance of simplicity, strength, and low weight that makes them a popular choice amongst soft robotics grippers. Fluidic grippers have been showcased in various applications such as industrial pick-and-place [98], manipulation of delicate biological samples from reefs [31], hand rehabilitation [80], etc. However, large-scale implementation of soft fluidic actuators is limited by the difficulty to model and control non-linear elastomer materials, as well as the compromise between force output and durability. This compromise translates in most soft grippers being designed for small loads (under 1 kg), made of ultra-soft materials, and operated at low operating pressures. This paper presents a new sleeved bending actuator for soft grippers that can carry payloads up to 20 kg and withstand up to over 700 000 cycles. The sleeve design is based on design principles previously shown to increase the life of high-strain pneumatic muscles [68].

4.3.2 Background

Soft grippers use actuators that are designed to adapt to objects of various shapes, textures, and rigidity by their constitution (soft material) and actuation mean (cable, fluid, etc.). Fluidic actuators, especially, are designed so that the pressurization of one or more chambers(s) generates a bending (or twisting) motion, used to grasp an object. The actuator can be made of an elastomer or of bellows that deform under pressure. Pressure is transformed into usable work through the deformation of the actuator and, when the actuator is constrained by an object, into a force acting on the grasped object. Bending actuators usually features asymmetric reinforcements : a strain-limiting layer on the inside and a form of radial constraint on the outside (figure 4.1a). Bending actuators are divided into two categories with respect to their radial reinforcement : monolithic polymer construction (geometrical features, figure 4.1a) and fiber reinforced construction (figure 4.1b).

Monolithic polymer construction

Geometrically constrained bending actuators consist of a molded elastomer part with geometry that varies along the length of the actuator (Fig. 1a), or with an asymmetric chamber with regards to the exterior of the actuator.

The gripper from the company Soft Robotics [98] is intended as an industrial end effector for pick-and-place applications, especially for the food industry, where the various shapes and fragility of the food benefit from the soft robotics approach [100, 115]. The actuators

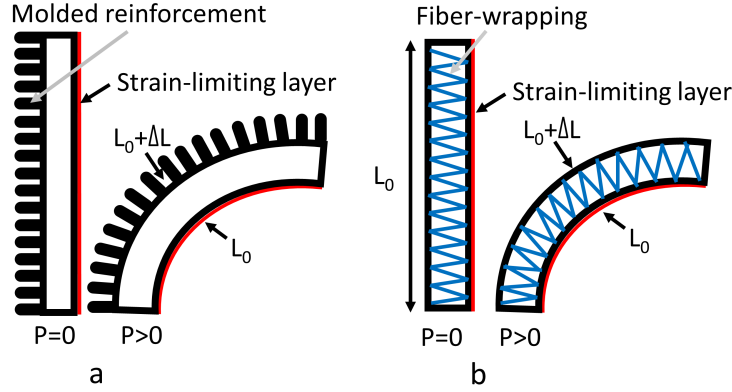


Figure 4.1 Working principle of a soft bending actuators. a) Monolithic polymer construction. b) Fiber-reinforced bending actuator.

are molded in a concertinaed manner to facilitate bending and minimize stretches. The various declinations of this gripper can grasp objects up to 4.5 kg, demonstrate reverse grasping, and reach frequencies up to 120 picks per minute (data taken from the application videos available online [98]). Durability data is not published.

In another embodiment, ribbed 3D-printed bending fingers are assembled into a gripper that can hold a maximum payload of 5 kg [121], with a payload-to-weight ratio of 18 said to be the highest amongst pneumatically actuated grippers. Fatigue life of this concept is limited to 600 cycles at 250 kPa (operating pressure). The recent development of highly stretchable printable elastomers makes for an interesting future for 3D-printed bending fingers if their durability can be further increased over a few thousands cycles [77].

PneuNets (pneumatic networks), originally developed at Harvard, are bellowed actuators made by creating a network of pneumatic chambers inside a polymer structure. *PneuNets* bending actuators, intended for an assistive glove [80], are molded into a teathed shape on one side and reinforced with a strain-limiting fabric to provide a highly flexible structure. A variation of the *PneuNets* design is used as a gripper to collect delicate samples from reefs [31]. These actuators can reach large bending deformations in the order of 270 degrees, but demonstrate payloads below 2 kg [31] and their durability has not been tested. Single-bodied grippers made of embedded pneumatic networks were also developed and tested to resist mechanical damage such as being rolled on by a car [63]. These structures cannot withstand a large number of operation cycles, because they undergo large deformations and high local stresses due to constraining structures.

Other *PneuNets* actuators were specifically designed for rapid actuation by minimizing the air volume inside and the deformation of the outside wall [71]. This thus reduced operating pressure and material strain, increasing the life from under 1000 cycles to more than a

million. However, the low operating pressure (72 kPa) makes for a low pushing force (1.4 N, at the end of the actuator) and consequently low payload. All these actuators, restrained by their molded geometry, are fundamentally limited in pressure (and thus, in payload) by the material's resistance and stretch. An approach to increase pressure, and thus, payload, is to reinforce the polymer structure with an external radial reinforcement.

Fiber reinforcements

Fiber-reinforced bending actuators are made by wrapping an elastomer tube (usually a half-cylinder) with fibers such as a Kevlar threads to constrain the actuator radially (figure 4.1b). The actuator has an overmolded elastomer layer to keep the fibers in place, creating an orthotropic composite material. The inside surface features a strain-limiting layer, creating the bending motion when pressurized [81]. A variation of this design integrates partial inextensible sleeves that affects the bending radius, allowing two fingers to support 6.1 kg [32]. The durability of these actuators has not been studied, but the fibers used as reinforcements cause highly localized strains and local abrasion, two phenomena that are known to cause premature membrane failure [68]. Other actuators are wrapped following a spiral pattern, and the actuator thus adopts a boa-like behavior (spiral deformation) under pressure. These actuators, also developed for reef sample collection, showed payloads up to 6 kg [31]. One advantage of fiber-wrapping the actuator is that it can be mechanically programed by varying fiber angle along the length of the actuator to produce specific displacements such as torsion, flexion, or combinations of both [32].

Fiber-reinforced bending actuator fatigue challenges are similar to the ones of the McKibben-type contractile muscles, since actuator durability is highly dependent of reinforcement type and material, as well as deformation and membrane material [49, 50]. McKibbens can undergo up to 120 million cycles for a maximal engineering strain of 5 % [74]. However, their durability drops between 20 000 and 100 000 cycles for repeated deformations of 30 %, including commercial actuators [26, 49, 50, 74]. The combination of high general strains and highly localized strains caused by contact between the pressurized membrane and the fiber reinforcement forms cracks on the membrane through the life of the actuator. Fiber-reinforced bending actuators have a similar failure mechanism since their pressurized membrane also contacts the fiber reinforcement, which causes large local strains, worsened when pressure is increased to grasp heavier objects.

There is still work to be done in designing fluidic actuators for soft grippers that are both strong and durable. Fatigue experiments have shown that the key to strong and durable

soft fluidic actuators is the design and integration of reinforcements that will minimize damage to the membrane.

4.3.3 Approach

In this paper, we present a soft robotic gripper with pneumatic bending fingers that are capable of holding large payloads and resist a high number of actuation cycles. The fingers are designed using a sleeve concept based on principles to increase the life of fluidic extensible muscles [68]. The sleeve replaces fiber-wrapping by a continuous external reinforcement, limiting local strains in the membrane, which is strong enough to support the pressures required for higher payloads. Requirements are taken from two promising applications : drone perching and industrial manipulation. A linear beam model is used to predict bending actuators workspace and estimate their stiffness. A smaller, lighter gripper, and a larger, stronger version are presented and validated through multiple applications, including perching of a *Phantom 2* quadcopter and food manipulation. Performance of both versions is validated through free bending, payload, and fatigue life experiences. Experiments demonstrate that sleeved bending actuators make for strong, light, and reliable soft grippers.

4.4 Design

4.4.1 Bending actuator design

Bending pneumatic actuators are designed following the general principle of having the inside surface restrained by a strain-limiting layer and the outside constrained radially, while allowing axial extension (figure 4.1). Most existing bending muscles rely on a multistep molding process or fiber wrapping to create an orthotropic composite material [80, 81, 98]. Here, the design of bending actuators is based on previously published sleeved extensible pneumatic muscles, specifically designed to provide large strains (50 % engineering strain) while having a fatigue life over 200 000 cycles [68]. The sleeve concept was developed with respect to the following three fatigue principles :

- Reducing local stresses and strains ;
 - Reducing surface damage (abrasion and cutting) ;
 - Operating below the material’s fatigue limit (strain under which the fatigue life tends toward infinity).
-

The bending actuator uses a commercially available silicone tube as the membrane, made of a material tested to have a fatigue limit over 50 % (engineering strain) [68]. Bending motion is produced by a two-material sleeve made from an elastic band (figure 4.2a), commonly used in articles of clothing, that is sewn to an inelastic nylon-fabric strip (figure 4.2b,c). The nylon fabric acts as the strain-limiting layer, and the elastic band restrains radial inflation while allowing the outside of the membrane to stretch longitudinally. During assembly, the sleeve is slid over the membrane to provide a smooth and continuous external reinforcement, and is clamped at both ends on end caps (figure 4.2d,e). When the actuator is pressurized, the sleeve creates a bending deformation toward the strain-limiting layer. Compared to Kevlar fibers, commonly use in state-of-the-art fiber-reinforced bending actuators, the sleeve provides a large contact area and minimizes membrane indentation under pressure, thus limiting strain concentrations and surface damage. Furthermore, the sleeve resists much higher pressures than the polymer alone (previous tests showed a constrained sleeved actuator endured a pressure of 650 kPa without bursting). Being external to the membrane, the sleeve also acts as a protecting layer over the membrane, avoiding puncture from sharp objects in the environment (e.g. rocks, marine life, thorny fruits, etc.).

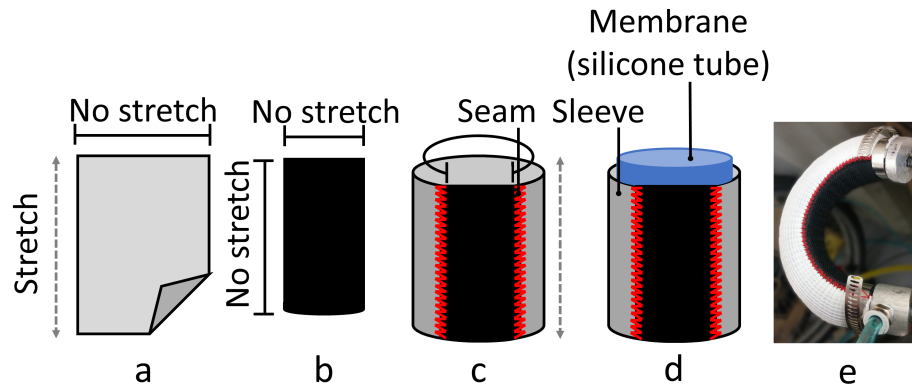


Figure 4.2 Assembly of a bending actuator. a) Elastic band b) Strain-limiting layer c) Sleeve assembly d) Muscle assembly e) Picture of assembled bending muscle with end caps (pressurized).

4.4.2 Requirements

Requirements for both grippers are derived for two applications consisting of drone perching and industrial manipulation.

Drone perching (small gripper) A gripper allows a drone to perch on multiple perches such as tree branches, fences, pipes, and power lines. Drone perching allows for still surveillance operations or charging (solar, electricity harvesting), both of which

increase drone autonomy, a major challenge for long-haul missions [41]. The *Phantom 2* quadcopter, chosen for this case study, has a 400 g payload (recommended for stable flight) that makes minimizing weight a critical requirement. The 400 g payload must include electronics and pneumatics required to actuate the gripper, so maximum mass is set to 150 g.

Industrial manipulation (large gripper) A soft gripper for robotic manipulation can manipulate heavy common objects (10 kg) of all sorts of shapes and textures, such as potato bags, metal billets, etc. Maximum mass is set to 600 g.

4.4.3 Grip

The chosen grip scheme for the gripper is an enclosed power grip, meaning that the fingers close on themselves to grasp an object. This grip is mostly adequate for cylindrical-like objects and provides the largest grip force [18]. Fingers length is chosen to reproduce the gripping capacity of a human, which consists of cylindrical objects with a diameter between 6 and 10 cm for heaviest loads [73]. This size is also appropriate to grasp most common objects : tree branches, fences, mugs, automotive parts, etc. Another major factor in the design of efficient flexion fingers is the friction surface on the inside of the finger. This surface ensures that when gripping an object, finger slipping and object sliding are minimized. Silicone strips are added to the nylon section of the sleeve to increase its friction coefficient.

4.4.4 Actuator model

Actuator bending is modeled using a simple and comprehensive analytical model that allows quick scaling and comparison of the performance of new designs. The main objective of the model is to predict fingers' curvature radius and angle for various inputs including pressure, composition (e.g. membrane material), and geometry (e.g. strain limiting layer to elastic ratio, membrane diameter). Ultimately, the model determines the object size the fingers can enclose, taking into account their initial placement, and allows comparison of designs in terms of stiffness.

The bending finger is modeled as a beam with one fixed extremity and a free extremity subject to a bending moment M_{ext} (figure 4.3). Because the nylon fabric is inelastic, the inside surface of the finger has a constant length and thus, we make the hypothesis that the neutral axis is located at the seam. The external moment M_{ext} is created by the pressure applied on the end face of the actuator. The external moment is compensated by

an internal bending moment M_{int} , i.e. the finger's resistance to bending, and depends on material properties, section inertia, and bending radius.

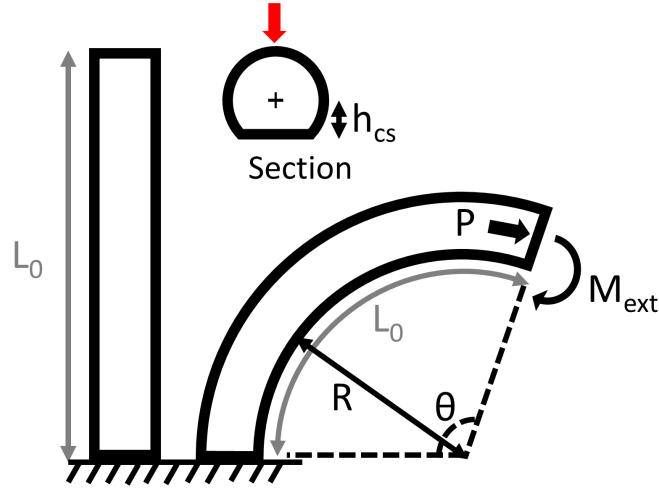


Figure 4.3 Main variables of bending actuator model. Red arrow indicates location of maximum strain.

Internal and external bending moments are defined by equations 4.1 and 4.2.

$$M_{int} = \frac{EI}{R} \quad (4.1)$$

$$M_{ext} = PAh_{cs} \quad (4.2)$$

Where E is the approximate Young's modulus of the membrane based on the material's durometer [34], I is the section's second moment of inertia, R is the bending radius to the neutral axis (constant curvature), P the internal pressure, A the section area (internal), and h_{cs} the height of the section's area center from the neutral axis (pressure center). Section area is taken as 10 % larger when the actuator is inflated due to sleeve and seam stretching¹, and the sleeve's stiffness is considered negligible versus the membrane's.

At equilibrium, the external and internal bending moments are equal. The bending radius can thus be found by combining equations 4.1 and 4.2 :

$$R = \frac{EI}{PAh_{cs}} \quad (4.3)$$

1. Based on experiments, for all operating pressures once the actuator has been stretched for more than 10 cycles at 310 kPa.

The length of the inside surface of the finger, L_0 , is constant (strain-limiting layer) and gives the bending angle θ through the equation for an arc's length :

$$R\theta = L_0 \quad (4.4)$$

Using the model, R and θ are calculated for pressures between 0 and 350 kPa. The model is used to study the impact of the strain-limiting layer width, through a ratio of its width over the membrane's circumference (SLL ratio). Varying the SLL ratio affects both section inertia (I) and center height (h_{cs}). An analysis is performed to study the effect of the SLL ratio on bending at a given pressure, for two membrane diameters and two membrane stiffness (figure 4.4). Results of the analysis show that for a given pressure, bending increases up to an SLL ratio between 0.35 and 0.4, reaching a maximum when the section is hemi-circular (figure 4.4), as demonstrated by [81]. Considering the finger as a beam subjected to pure bending, the hemi-circular section features a lower section inertia, and thus, flexural rigidity (EI term from equation 4.1). The lower section inertia explains why hemi-circular fingers bend more easily, but also, consequently, once they are bent, why they unfold under a lower payload. Large fingers have a flexural rigidity more than 5 times that of the small fingers, meaning that for a given pressure they can be expected to resist payloads approximately 5 times higher. Fingers performances can be tuned by changing either the strain-limiting layer width, membrane diameter, or material stiffness (figure 4.4).

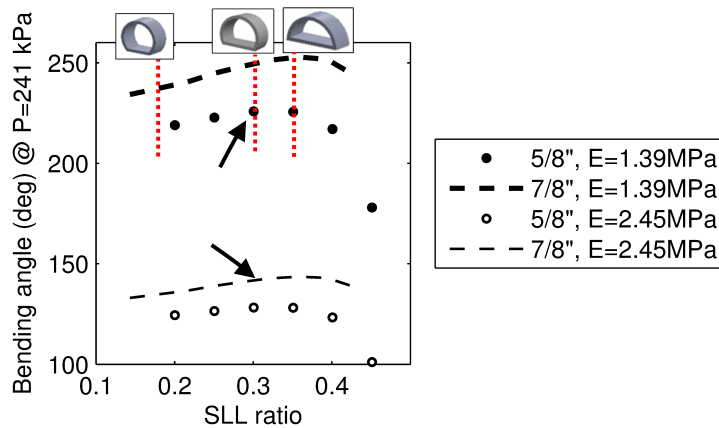


Figure 4.4 Effect of SLL ratio (width of strain-limiting layer / membrane circumference) for two membrane diameters and two membrane rigidities. Arrows indicate chosen geometries. Sections for three SLL ratios are shown as examples.

4.4.5 Detailed geometry

Finger geometry (indicated by the arrows in figure 4.4) is chosen to provide large bending while considering available elastic-band widths, as elastic bands cannot be cut lengthwise without affecting their integrity.

Using equations 4.3 and 4.4, the inside surfaces of two facing fingers are then traced at various pressures to represent their workspace, adjust initial angle (i.e. the relative position of the fingers as installed on the palm), and determine what size of objects can be gripped for a specific configuration (figure 4.5). An object with a minimum diameter of approximately 40 mm can be enclosed by two facing fingers (120 mm long) with an initial angle of 35° with the vertical. However, fingers only exert a gripping force when they are in interference with the gripped object, i.e. for object diameters larger than 50 mm. Maximum enclosed diameter is around 80 mm and is limited by fingers' length.

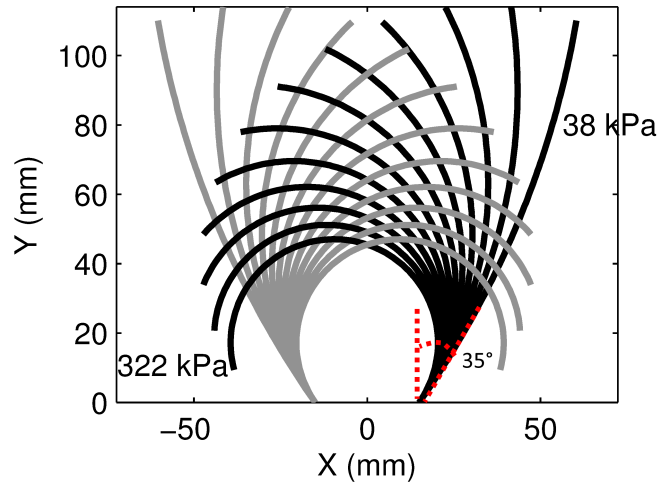


Figure 4.5 Two 120 mm facing fingers traced for pressures ranging from 38 kPa to 322 kPa. Only the inside surfaces of the fingers are traced for clarity (large gripper). Initial angle with the vertical is shown (35°).

Fingers geometry is presented in table 4.1 for both grippers.

The grippers are assembled by fixing the fingers on a part acting as the palm of the gripper (figure 4.6). The small gripper, for weight considerations, has three fingers in a 2-1 facing configuration with a 3D-printed ABS palm. The larger gripper can accommodate three or four fingers in an offset facing configuration, but all experiments are completed with three fingers in a 2-1 facing configuration for comparison purposes.

Tableau 4.1 Fingers specifications for both the small and large versions.

	Small	Large
Membrane material	Silicone	Silicone
Outside diameter	15 mm (5/8 in)	22 mm (7/8 in)
Durometer	35 Shore A	50 Shore A
Elastic band width	38 mm (1.5 in)	57 mm (2.25 in)
Nylon band width	15 mm	20 mm
Length	120 mm	120 mm
Gripper mass (3 fingers)	112.6 g	594 g

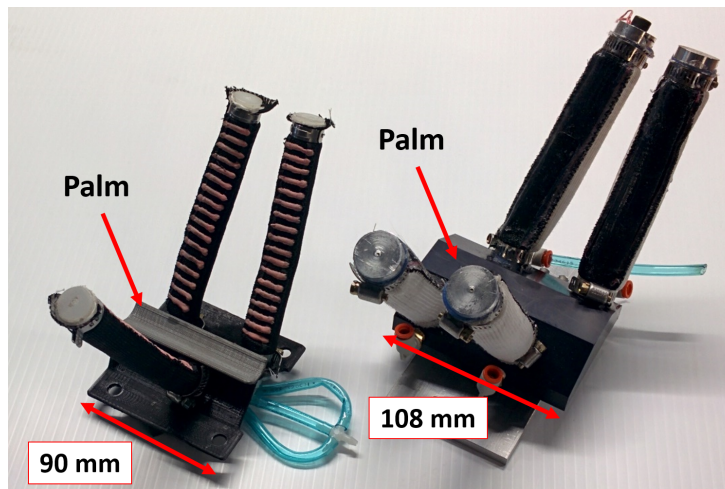


Figure 4.6 Assembled grippers. Left : Small. Right : Large.

4.5 Experiments and results

4.5.1 Free bending characteristics

Actuator bending radius and angle are measured by image analysis at various pressures (figure 4.7). For all experiments described in this paper (except drone experiments), pressure is controlled by a proportional regulator (Festo type VPPM). Bending is compared with model predictions (section 4.4.4) to verify its accuracy by tracing bending angle as a function of applied pressure (figure 4.7). Results show that the model can accurately predict actuator bending angle (figure 4.8), and is thus useful for the selection of finger geometry and material during the design process. The higher bending rate of the small fingers indicates that they operate at lower pressures.

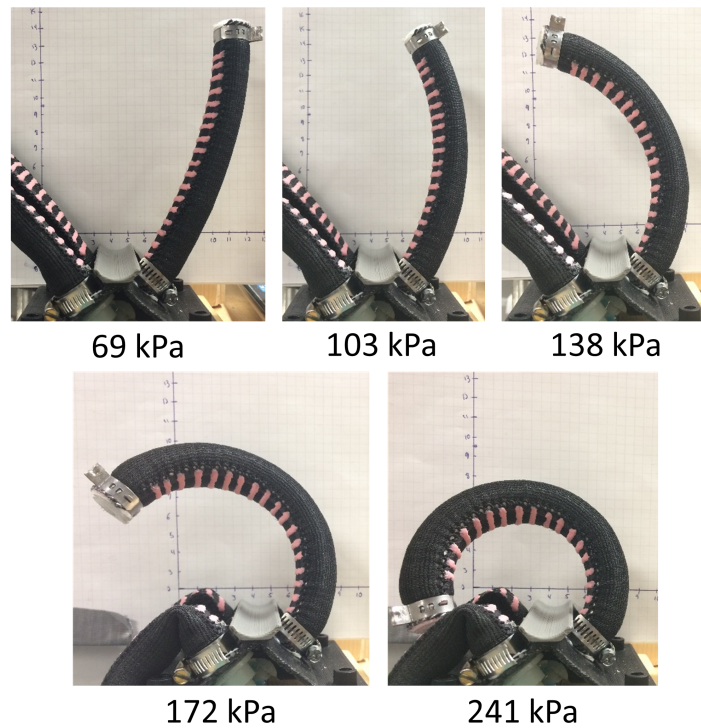


Figure 4.7 Sleeved bending actuator under various operating pressures (small).

4.5.2 Payload

Maximum gripping (horizontal) and pull-out (vertical) payload capabilities of both grippers are characterized with two distinct experiments (figure 4.9).

Gripping payload

In this test, the gripper encloses an ABS cylinder that is attached to the load cell of a *TAXT Plus Texture Analyzer* (Stable Micro Systems) traction machine, and the load is

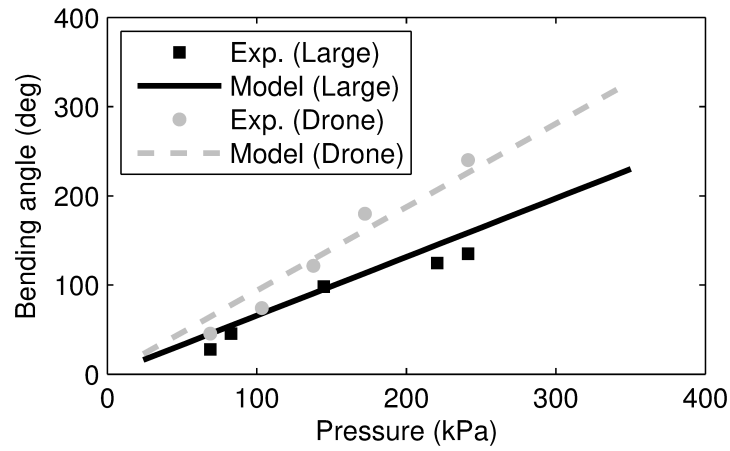


Figure 4.8 Modeled and experimental bending of bending actuators at various actuation pressures (one sample of each size).

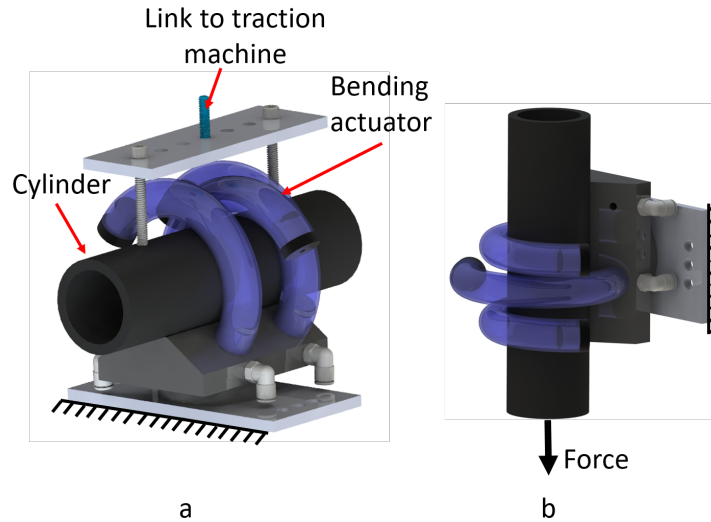


Figure 4.9 Experimental set-up to measure gripping payload (a) and pull-out force (b).

perpendicular to the axis of the cylinder (figure 4.9a). The maximum payload is considered to be the force at which a slope variation occurs in the force to displacement graph, i.e. when the cylinder slips through the fingers. Gripping payload depends on both the friction coefficient, which limits slippage between fingers and object, and the fingers' resistance to unwrapping (i.e. their stiffness).

Both grippers are tested with a 61 mm cylinder, a size that is fully enclosed in the fingers, and an 89 mm cylinder, in which case fingertips barely touch (figure 4.10). The small gripper can hold up to 52 N for a 61 mm cylinder, which is over the requirement of supporting the weight of the *Phantom 2*. However, it cannot support a relevant load when the diameter of the cylinder exceeds its wrapping capabilities (89 mm). The small gripper demonstrates a high payload-to-weight ratio of 46, reinforcing its adequacy for flying machines.

The large version holds loads up to 200 N with a 61 mm cylinder, and due to the increased stiffness of its fingers, can also hold the larger cylinder (89 mm) with a 140 N load. Results show that increasing pressure in the fingers impacts both bending moment and bending angle, enclosing the cylinder in a more complete and solid grip. Comparing small and large gripping payloads with the 61 mm cylinder, the payload of the large gripper is about 5 times that of the small gripper for pressures over 250 kPa, confirming stiffness predictions. The large gripper shows a lower payload-to-weight ratio of 33.6 due to its heavy palm (not optimized for mass considerations). Both grippers still show high payload-to-weight ratios, as one of the highest previously reported ratio for pneumatic soft grippers was 18 [121].

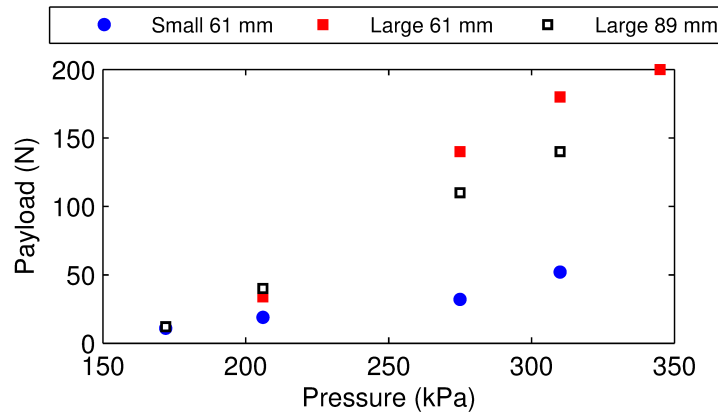


Figure 4.10 Gripping payloads for the small and large grippers at various operating pressures, for two cylinder diameters (61 mm and 89 mm).

Pull-out

Pull-out resistance measures the capacity of the gripper to retain an object under an axial force (figure 4.9b). A cylinder is placed in the gripper and loaded axially until it begins to slip, i.e. when pull-out force is greater than friction between the object and fingers. In the case of the small gripper, the small diameter and lower stiffness of the fingers cause some flexion at their base, limiting the force that can be applied to 20 N (table 4.2). A smaller cylinder shows a higher slip force because of the increased wrapping angle and thus larger contact area between the fingers and the cylinder.

For the large gripper, an increased cylinder diameter offers a greater slip-out force, up to 89 N instead of 64 N for the small cylinder (table 4.2). The large gripper's bending radius does not make for a sufficient interference with the 61 mm cylinder, leading to a lower contact (friction) force.

4.5.3 Durability

Durability is experimentally validated by cycling fingers around ABS cylinders. As durability experiments take weeks to complete, one test condition is chosen for each design. Tests end when a finger suffers a failure, which is usually a puncture in the membrane that prevents the pneumatic system to reach the command pressure.

Durability experiments and results

The small gripper (three bending actuators) is tested by wrapping around a 61-mm cylinder at 172 kPa. Frequency is kept low (0.25 Hz, i.e. one cycle per 4 seconds) to avoid material heating due to viscoelastic effects. Membrane has a maximum 50 % elongation, decreasing to reach almost 0 % near the seam (neutral axis). After 700 000 cycles, no damage was noticeable on either one of the three bending actuators.

The larger gripper (two bending actuators) is tested in similar conditions, but around an 89 mm cylinder at 206 kPa, to also provide a 50 % maximum elongation on the outside

Tableau 4.2 Slip test results for both grippers.

	Small	Large
61 mm	20 N (275 kPa)	28 N (275 kPa) 64 N (310 kPa)
89 mm	16 N (275 kPa)	83 N (275 kPa) 89 N (310 kPa)

of the bend. The two bending actuators reached 216 000 and 310 000 cycles, respectively, before their membrane suffered a puncture causing an air leakage. Membrane puncture occurred on the outside of the bend, where stretch was maximum (location is shown on figure 4.3), directly in the middle of the elastic band. The crack initiated on the surface and propagated through the membrane thickness (figure 4.11b), and appears to have been caused by surface abrasion. Observation under a microscope reveals white fibers (from the elastic band) in multiple locations, slightly embedded in the membrane (figure 4.11a). These fibers likely caused surface abrasion which eventually cut through the membrane. The silicone used for the membrane has a high durometer (35 Shore A) and is known to suffer almost instantaneous propagation once a visible crack is present [68]. Observation also shows generalized impressions of the sleeve pattern and seam in the membrane.

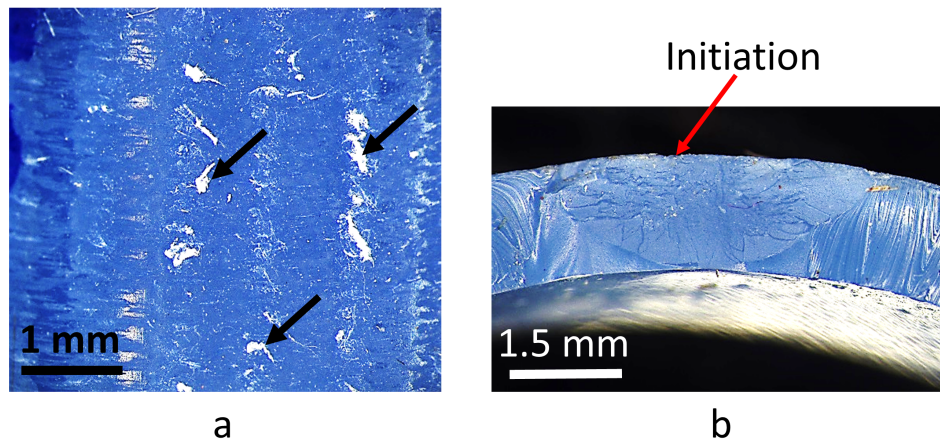


Figure 4.11 a) White fibers found embedded in the external surface of the large bending actuator. b) Section view of the crack. Initiation began on the outside surface of the membrane and propagated through membrane thickness forming a semi-circular pattern.

Durability analysis

Bending actuators are based on the design of a sleeved extensible pneumatic muscle developed to follow principles proven to increase the life of pneumatic artificial muscles. It was thus expected that durability would be comparable between the extensible and large bending actuators in similar tests conditions, as they feature membranes made of the same silicone.

In the case of extensible muscles [68], failure, after more than 200 000 cycles at 50 % engineering strain, was attributed to the repeated contact with the sleeve's seam, causing the formation of surface defects. Large uniaxial strains contributed to the opening and propagation of the newly formed surface defects until puncture of the membrane occurred.

Despite different puncture sites, both extensible (from [68]) and bending actuators showed similar impressions of the sleeve pattern on the membrane (figure 4.11a). Bending actuators durability is only 15 % higher than that of extensible muscles, even without a highly stretched membrane under the seam (the seam being at the neutral axis). For this membrane material, fatigue failure is thus dictated by the combination of surface damage with high strains.

On the other hand, small fingers have a lower durometer (25 Shore A), which translates into a lower modulus and thus, operating pressure. Our hypothesis is that the softer membrane locally deforms more easily under the pressure of a fiber, and is thus more resistant to the creation of small surface defect. Operating pressure is also lower, minimizing contact pressure between the membrane and the sleeve (and fibers or surface debris, if present). This could explain why, for an identical deformation, the small fingers are more than twice as durable as the bigger, stiffer actuators. The membrane's material is thus of the utmost significance, and an in-depth study of abrasion resistance of various elastomers would be relevant as future work. Fatigue results show that despite sleeved bending actuators resisting a large number of cycles, contact between the membrane and its reinforcement still is the cause of membrane failure. Their longer fatigue life, however, demonstrates that sleeved bending actuators can be both strong and durable.

4.6 Applications

4.6.1 Drone perching (small gripper)

Integrating grippers on drones has been shown to have multiple applications including surveillance missions, but also catching payloads in flight [103], perching for charging on lampposts and powerlines [36, 41], and payload carrying using arms [82] or electroadhesion [38]. Specific advantages of integrating a soft gripper on a drone are : resistance to damage, low weight, adaptability to the environment, and ability to avoid damaging fragile interactors. The small gripper was integrated on a *Phantom 2* quadcopter. The gripper is powered by a 16-gram carbon dioxide cartridge equipped with a pressure regulator (Palmer Pursuit 16 Gram *Micro Rock Regulator*) to lower pressure to around 310 kPa (approx. 50 cycles/cartridge). The pneumatic circuit is designed using two miniature solenoid valves from Parker (*X-Valve* 912-000001-019) to provide a normally closed circuit that maintains the gripper closed without energy input. The total mass of the gripper (112.6 g), landing gear (92 g), pneumatics (142.5 g), and electronics (33.7 g) is 380.8 g, which is under the 400 g maximum.

First, a static experiment validates that the drone can safely perch on a protruding 70 mm diameter cylinder. The drone is attached to its perch at various angles (up to 45° with the vertical) and shows a solid grip without slipping (figure 4.12). This is critical to avoid flipping upside-down, in which case take-off would be impossible.

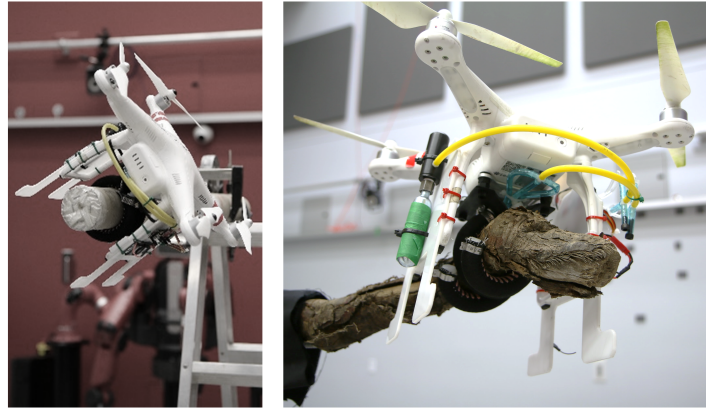


Figure 4.12 Left : Inclined perching at 45° shows the gripper can hold the drone steady on a uniform (low-friction) perch. Right : The drone can perch on a winding tree branch.

Then, the drone is flown inside a controlled environment and perched on a tree branch. Due to the closed control system of the *Phantom 2*, one pilot controls the flight while a second pilot controls the gripper using a second remote. The drone can perch, be powered off, stand still, then be powered back on, and take off from a tree branch.

The drone is also tested to be able to perch on an arm, the top of a fence, a square barrier, and a gas pipe. These experiments show that the gripper offers multiple perching capabilities while having a simple and economical construction. It adapts to the various diameters, surfaces, and shapes that compose the urban environment in which the drone could land to fulfill its missions or recharge.

4.6.2 Food manipulation (small gripper)

Food manipulation is one of the best-known applications of soft grippers, as demonstrated by the company Soft Robotics for pick-and-place automation in the food industry [98]. The small gripper is tested by gripping food items of various shapes and textures, using a constant operating pressure of 172 kPa (figure 4.13). The flexibility at the base of the fingers, a downfall for high payload slip tests, comes as an advantage to adapt to the uneven shapes of food items such as broccoli or baby carrots bag (figure 4.13). The gripper's adaptability makes holding these items possible without force sensors or specific programming.

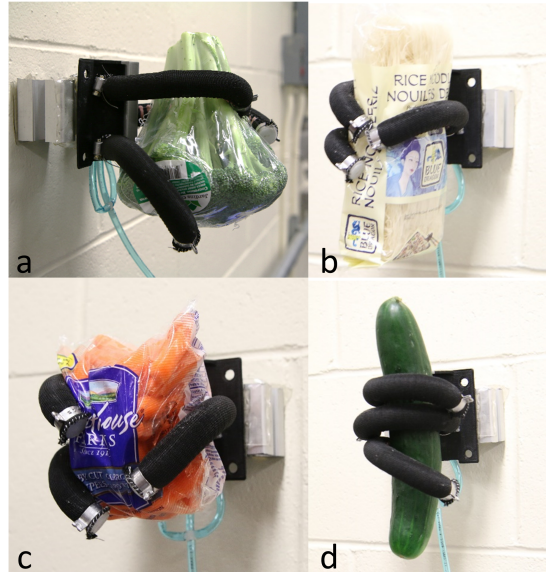


Figure 4.13 Small gripper interacting with food items a) broccoli b) rice noodles c) baby carrots bag d) cucumber. Pressure is 172 kPa for all tests.

4.6.3 Heavy load manipulation (large gripper)

The large gripper is adequate to manipulate larger or heavier items, of cylindrical or irregular shapes. During payload experiments (section 4.5.2), the large gripper has shown it can handle objects as large as 89 mm in diameter and loads up to 200 N. A practical application of the large gripper is the gripping and holding of a 10-pound potato bag (4.5 kg), which has a highly irregular shape (figure 4.14). The gripper can hold the bag despite the random placement of the potatoes inside the bag.



Figure 4.14 The large gripper holding a 10-pound potato bag.

4.7 Conclusion

Pneumatic soft grippers have lately been used to achieve clever new applications such as collecting reef samples and assisting hand rehabilitation. Their widespread use is, however, limited by a compromise between payload capacity and durability. Increasing payload implies increasing both deformation and pressure, which impairs durability. This paper presented the design and testing of sleeved bending actuators for high force density gripping applications. The sleeved actuator integrates design principles that have been shown to increase the fatigue life of extensible muscles. The sleeve is key in distributing pressure on a large and continuous area, which avoids local stress-raisers leading to premature membrane puncture, as commonly seen in fiber-wrapped bending actuators. The sleeve also supports more pressure than the elastomer alone, thus increasing payload, and protects the membrane from sharp objects.

It has been shown that gripper performances can be adapted to the desired application by changing the membrane's material, its geometry, or the two-material sleeve proportions, using a simplified linear beam model. A small and a large gripper show payloads up to 5.2 kg and 20 kg, respectively. Bending actuators show a fatigue life of more than 700 000 cycles (small actuators) and 200 000 cycles (large actuators), which is a significant improvement over existing soft bending actuators showing either durability or force, but not both. Multiple application experiments demonstrate the versatility and adaptability of the grippers, including drone perching, food items manipulation, and handling of heavy, irregular packages such as a 10-pound potato bag. In particular, drone perching is a promising avenue, allowing drones to be sent to remote sites in recognition or surveillance missions, without the limitation of their short flight times.

One of the next steps in the development of sleeved bending actuators is to improve fingertips to facilitate objects pick-up on the ground. Regarding durability, industrial-grade materials (elastic band, strain-limiting layer, and membrane) could make for even more durable actuators. In particular, an in-depth study of silicone elastomers resistance to abrasion would be relevant to select the most durable membrane materials.

Sleeved bending actuators are simple, strong, versatile, and durable actuators for soft grippers, paving the way for the development of game-changing applications.

4.8 Acknowledgements

The authors would like to thank John Bass, for his amazing pilot skills. Geneviève Miron received personal funding in the form of a scholarship from NSERC (National Science and Engineering Research Council).

4.9 Conflict of interest

The authors do not have any conflict of interest to disclose.

CHAPITRE 5

OBSERVATION DES FISSURES

5.1 Introduction

Ce chapitre présente les études supplémentaires qui ont été faites à la suite de l'article présenté au Chapitre 3 et parallèlement à l'article présentée au Chapitre 4. Le premier article a révélé trois facteurs qui influencent la durée de vie des muscles pneumatiques : la limite en fatigue du matériau, les contacts de Hertz et l'endommagement de la surface (abrasion, coupure). Comme la limite en fatigue du matériau est une propriété intrinsèque du matériau, le concepteur peut faire varier les deux autres paramètres dans la conception d'un muscle pneumatique fait d'un matériau donné. Autant pour les contacts de Hertz que les dommages de surface, deux paramètres influencent le dommage produit : la pression de contact et la déformation du matériau. Ces paramètres de conception s'appliquent autant aux muscles extensibles du Chapitre 3 qu'aux muscles en flexion du Chapitre 4.

Le but de ce chapitre est donc de mieux comprendre l'influence de la pression et de la déformation dans le cas d'une fissuration causée par un contact local avec un renfort (la couture pour le muscle extensible, le manchon dans le cas du muscle en flexion). Dans le cas d'un muscle pneumatique, ces deux paramètres sont intimement liés : la pression détermine directement la déformation.

L'objectif de découpler la déformation et la pression de contact vient de l'hypothèse que la conception et les conditions d'utilisation des muscles pourraient être adaptées pour minimiser l'impact de l'un de ces facteurs. Par exemple, si la déformation s'avère plus critique que la pression de contact, le muscle pourrait être opéré à plus haute pression tout en ayant une déformation limitée (augmentation de la force). Pour ce faire, la membrane serait plus épaisse ou plus rigide. Au contraire, si la pression s'avère plus critique que la déformation, la pression d'opération pourrait être diminuée, et on pourrait faire des muscles moins forts en maintenant leur déformation par l'utilisation d'une membrane faite d'un matériau moins rigide ou plus mince.

Une méthodologie permettant de découpler les deux paramètres est donc mise en place pour observer l'influence individuelle de ces paramètres. Les résultats sont analysés en comparant les durées de vie et par observation des bris. Trois méthodes utilisées pour

l'observation des élastomères sont analysées : la microscopie électronique à balayage, la microtomographie (microCT) et l'imagerie par résonance magnétique (IRM).

5.2 Méthodologie

Pour reproduire avec fidélité les défaillances du muscle sur un banc d'essai avec des échantillons prismatiques, la première étape consiste à évaluer l'état de contrainte/déformation du muscle. Ensuite, puisque le phénomène à reproduire est le contact entre un renfort et la membrane élastomère, l'échantillon de test doit être soumis à un contact local, dont la force peut être contrôlée. Particulièrement, on veut reproduire le contact local entre la membrane et la couture du manchon du muscle, qui apparaît comme la principale cause de fissuration des muscles extensibles. Dans le cas du muscle en flexion, il a été montré au Chapitre 4 que même si le manchon apparaît continu, des fibres se détachent du manchon et causent des concentrations de contraintes et dommages de surface.

Les résultats sont évalués en terme de durée de vie en fonction de deux paramètres : la force de contact et la déformation. Certains échantillons sont également observés au microscope électronique afin de valider que la fissuration des échantillons ressemble à celle subie par le muscle.

5.2.1 Déformation

Puisque le diamètre du muscle est contraint, on fait l'hypothèse d'une déformation principale maximale dans le sens axial λ_y , d'une déformation radiale $\lambda_z = -1/\lambda_y$ et d'une déformation circonférentielle nulle, tel qu'illustré à la figure 5.1.

Une analyse géométrique par éléments finis confirme cette hypothèse. La déformation principale maximale est utilisée comme critère, puisqu'il s'agit d'une méthode simple et reconnue pour comparer la durée de vie en fatigue des élastomères [60]. Le but de l'analyse par éléments finis est donc de vérifier qu'un muscle et l'échantillon partagent la même déformation principale. L'analyse par éléments finis consiste en une section de cylindre tridimensionnel (analyse cyclique) soumise à un allongement de 50 % par rapport à sa longueur initiale et à une pression interne de 240 kPa. Une des extrémités est fixée et la paroi externe est contrainte par un support sans friction reproduisant l'effet du manchon (« sleeve »). Le matériel utilisé pour la comparaison est le RTV-4260 de Xiameter, dont les propriétés mécaniques ont été caractérisées précédemment (selon un modèle hyperélastique de Yeoh de troisième ordre) [67]. Pour des fins de comparaison d'états de déformation, le

matériau exact a peu d'importance. Le tableau 5.1 présente les résultats de l'analyse par éléments finis du muscle sous ces conditions.

Le but des essais est de reproduire l'état de déformation du muscle et de remplacer le renfort par une concentration de contrainte locale dont la force de contact peut être modulée. Pour ce faire, un échantillon simple est découpé dans le tube utilisé pour la construction des muscles. L'échantillon mesure 50 mm de long, 20 mm de large et 1,59 mm d'épais. Pour respecter parfaitement l'état de déformation du muscle, l'échantillon devrait être très large par rapport à sa longueur et son épaisseur. En raison de la force requise pour étirer un tel échantillon de plus de 50 % et de la difficulté à concevoir des attaches qui n'écrasent pas l'échantillon malgré la grande force de traction, cette géométrie n'est pas retenue. Il est convenu que puisque la fissure se propage perpendiculairement à la déformation principale maximale, et que la déformation maximale est utilisée comme critère, l'échantillon doit reproduire une déformation principale maximale équivalente à celle du muscle. Les contraintes et déformations présentées dans le tableau 5.1 montrent que l'échantillon subit une déformation en compression en x qui n'est pas présente dans le cas du muscle, mais que la déformation principale maximale est équivalente et se produit dans les deux cas axialement (en y).

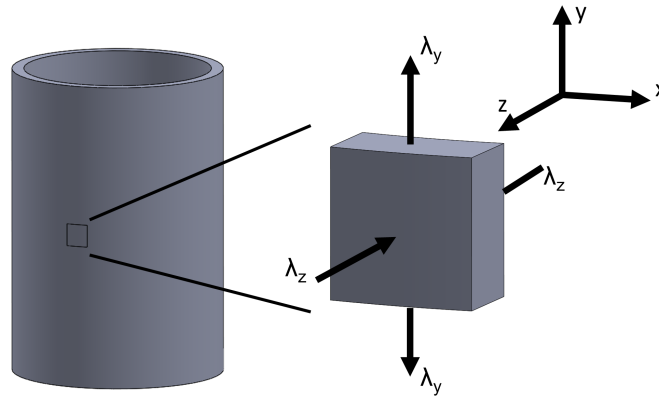


Figure 5.1 Déformations dans la paroi du muscle sous pression

Tableau 5.1 États de contrainte et déformation à 50 % d'élongation

Paramètre	Muscle	Échantillon
σ_x	22 kPa	0 kPa
σ_y	550 kPa	686 kPa
σ_z	-215 kPa	-0,4 kPa
ϵ_x	0	-0,2
ϵ_y	0,42	0,42
ϵ_z	-0,42	-0,2

Pour permettre de l'installer sur le banc d'essai, l'échantillon est retenu à chaque extrémité par une attache faite de deux plaques en acier, sur lesquelles l'échantillon est collé à l'aide d'un adhésif flexible à base de silicone. Les plaques serrent l'échantillon en « sandwich » à l'aide de 4 petites vis (figure 5.2).

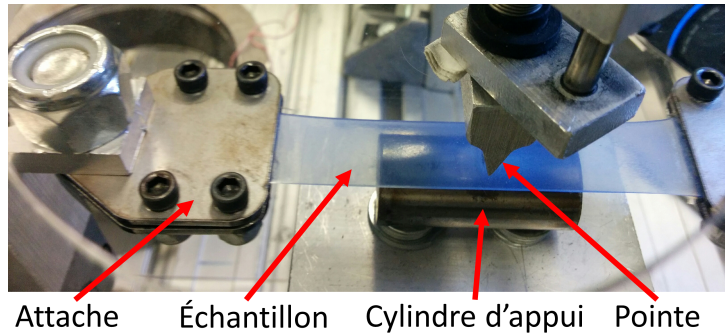


Figure 5.2 Échantillon utilisé pour les tests d'usure

L'échantillon est installé sur le banc d'essai qui étire l'échantillon de façon cyclique (figure 5.3). Un moteur contrôlé en vitesse actionne un système de type bielle-manivelle dont la manivelle est contrainte sur un rail linéaire. Le chariot de la manivelle est relié par deux bras en angle à des chariots sur des rails perpendiculaires au rail de la manivelle. La rotation du moteur fait varier de façon cyclique la distance entre les deux chariots, sur lesquels les extrémités de l'échantillon sont fixées. Le déplacement est symétrique par rapport à l'axe central pour éviter un grand déplacement relatif entre la pointe et l'échantillon ou une déformation asymétrique. Il est important de limiter le déplacement relatif puisque dans le cas du muscle, la membrane se déforme en même temps que le manchon ; le déplacement relatif entre les deux est donc minime, sans être absolument nul (voir la section 5.4.1).

L'ajustement de la déformation est fait en modifiant l'écart entre le centre de rotation de l'arbre moteur et l'endroit où est fixée la bielle. Pour éviter d'allonger les tests, la déformation vraie ϵ est toujours égale ou supérieure à 0.5 (allongement de l'échantillon de 64 %).

5.2.2 Pression de contact

Au centre de l'échantillon, une contrainte locale est appliquée, lors de la phase d'étirement, par un piston muni d'une pointe (figure 5.2). La force exercée par la pointe est ajustable en faisant varier la pression dans le piston et sous le point de contact, l'échantillon s'appuie sur un cylindre en acier. L'échantillon est placé près de la pointe de sorte qu'une pression minimale met la pointe en contact avec l'échantillon. La synchronisation entre l'étirement et l'application de la pression est assurée par un encodeur optique installé sur l'arbre

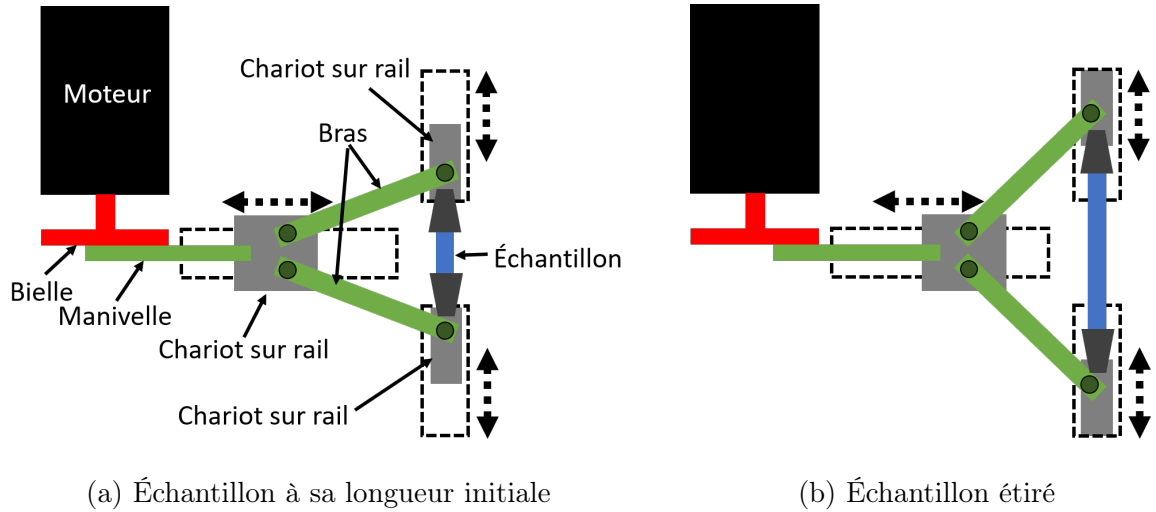


Figure 5.3 Schémas du banc d'essai pour cycler un échantillon avec application d'une contrainte locale. La contrainte locale est appliquée au centre de l'échantillon, tel qu'illustré à la figure 5.2

du moteur. La pression est maintenue durant toute la phase d'allongement et relâchée au moment où l'échantillon atteint sa longueur maximale. Cette synchronisation est essentielle pour reproduire la mise sous pression du muscle, qui vient appuyer la membrane contre le renfort, et ce pour toute la phase d'allongement du muscle. Au moment où la pression dans le muscle est relâchée, la force de contact diminue brusquement et le muscle revient à sa longueur initiale.

La force de contact est transmise du piston à l'échantillon via une pointe arrondie en aluminium. La pointe est plus large que l'échantillon pour éviter que les coins ne transpercent la membrane. Le rayon est fixé à 0,5 mm pour reproduire l'échelle de grandeur d'un renfort typique de muscle pneumatique (fil de la couture), sans pour autant créer un effet de couteau.

La pression dans le cylindre affecte la force de contact entre la pointe et l'échantillon, mais n'est pas directement comparable à la pression du muscle. Dû à la compression de l'échantillon, et au nombre élevé de points de contact avec la couture dans le muscle, il est difficile d'évaluer les aires de contact de façon suffisamment précise pour comparer numériquement les cas de l'échantillon et du muscle.

5.3 Expériences et résultats

Pour évaluer l'impact des deux facteurs (pression dans le piston (force de contact) et déformation axiale) sur la durabilité des muscles pneumatiques, les tests de cyclage sont réalisés en faisant varier ces facteurs un à la fois.

Plan d'expérimentation

Les essais réalisés sont les suivants. Pour la présentation des résultats, les tests non-concluants n'ont pas été pris en compte (arrêt du test avec l'échantillon sous tension, bris des échantillons aux fixations, etc.).

- Déformation vraie, calculée par éléments finis, constante de 0.5 : variation de la pression dans le piston entre 90 kPa et 152 kPa.
- Pression dans le piston constante de 97 kPa : variation de la déformation vraie entre 0.5 et 0.576.

L'échantillon est ainsi cyclé jusqu'à ce qu'un bris survienne. Tel qu'établi précédemment (section 3), comme la période de propagation de la fissure pour ce silicone est de quelques cycles seulement, on ne différenciera pas les périodes de nucléation et de propagation. Le résultat est considéré valide si la défaillance (fissure complète) est originaire du point de contact avec la pointe. La méthode de mesure (par photographie à intervalles du test) de la durée de vie permet d'obtenir une durée de vie en nombre de cycles avec une précision de plus ou moins 10 cycles. En raison de la longueur des tests (plusieurs semaines), la plupart des tests ne sont pas répétés. Les résultats sont utilisés pour dégager des tendances seulement.

Une première série de tests est réalisée en maintenant une déformation principale maximale (vraie, calculée par éléments finis) de 0.5 et en faisant varier la pression dans le cylindre pneumatique (figure 5.4). L'augmentation de pression dans le piston affecte négativement la durée de vie de l'échantillon en créant une contrainte locale supérieure qui est combinée à la déformation axiale de l'échantillon. Pour la plage de pressions étudiées, une augmentation de la pression dans le piston de 15 % cause une diminution de la durée de vie d'un facteur 2. Les tendances indiquées sur les figures 5.4 et 5.5 sont à titre indicatif seulement, puisque le nombre d'échantillons, la variabilité des résultats et la plage des données ne permettent pas de valider avec certitude la régression appropriée (linéaire ou exponentielle).

Une seconde série de tests est réalisée en conservant une pression dans le piston de 96 kPa (14 PSI) et en faisant varier la déformation de l'échantillon (figure 5.5). Une augmentation

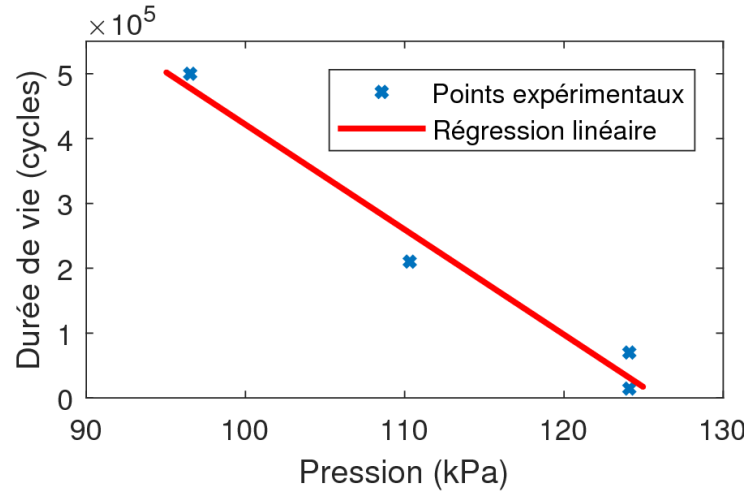


Figure 5.4 Effet de la variation de pression dans le piston pour une déformation principale maximale vraie d'échantillon de 0.5. Régression linéaire : Durée de vie (cycles) = $-1.62 \times 10^4 P + 2.041 \times 10^6$.

de seulement 9 % de la déformation vraie cause une diminution de 50 % de la durée de vie.

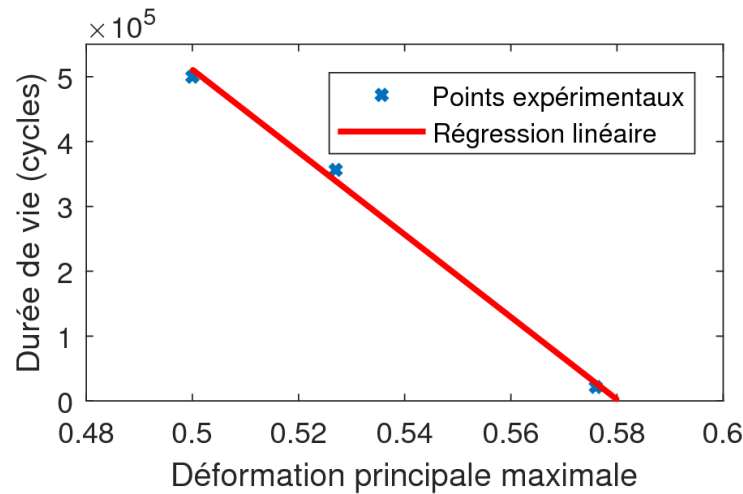


Figure 5.5 Effet de la déformation vraie (ϵ) de l'échantillon pour une pression dans le piston de 96 kPa (14 PSI). Régression linéaire : Durée de vie (cycles) = $-6.36 \times 10^6 \epsilon + 3.691 \times 10^6$.

Des essais sur des échantillons uniaxiaux ont démontré que la durée de vie de ce silicone était supérieure à 1 000 000 de cycles pour une déformation vraie de 0.75. Les tests montrent toutefois que pour une déformation vraie de seulement 0.576, mais combinée au contact avec la pointe (pression de 96 kPa dans le piston), la durée de vie diminue significativement (21 500 cycles) (figure 5.5). L'expérience valide donc que c'est bien la

combinaison de la concentration de contrainte et de la déformation axiale qui cause la défaillance du muscle, et non pas l'un de ces facteurs individuellement.

Afin de comparer l'impact relatif de la pression et de la déformation, les variations sont transformées en pourcentage par rapport à une valeur de référence. Les valeurs de référence sont choisies comme étant les valeurs ayant donné une durée de vie de 200 000 cycles, soit la durée de vie désirée des muscles pneumatiques : pression de 110 kPa et déformation de 0.5 (figure 5.6).

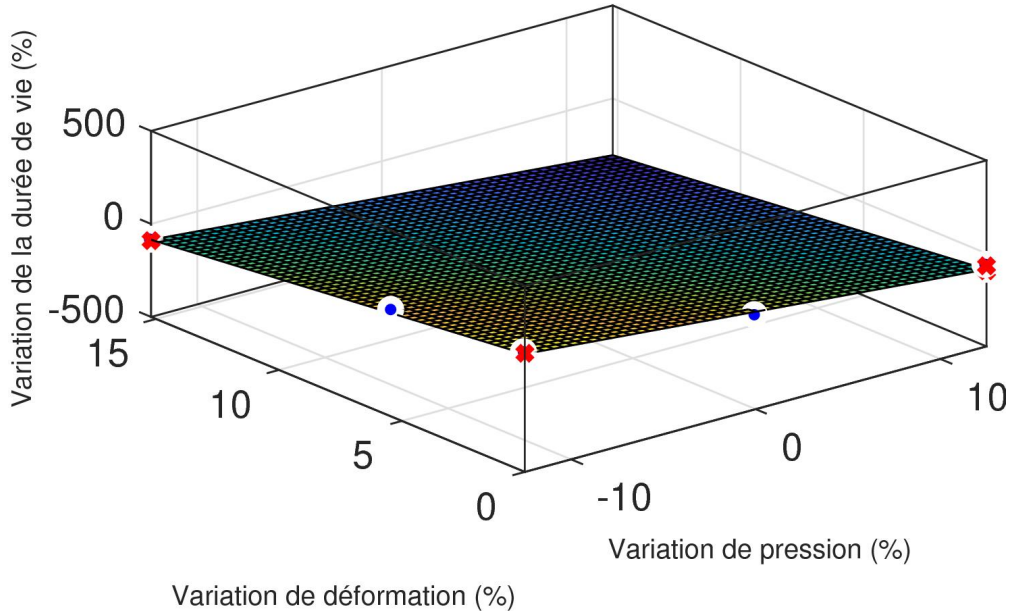


Figure 5.6 Effet de la variation de déformation de l'échantillon et de la variation de pression dans le piston sur la durée de vie des échantillons.

La figure 5.6 montre un plan défini par l'équation suivante (coefficient de détermination (R^2) de 0.99) :

$$\Delta_{vie} = 24.1643 - 8.81\Delta_{pression} - 14.43\Delta_{déformation} \quad (5.1)$$

Δ_{vie} , $\Delta_{pression}$ et $\Delta_{déformation}$ sont respectivement les variations de durée de vie, pression et déformation vraie exprimées en %. On observe donc que la déformation et la pression ont tous deux un effet non-négligeable sur la durée de vie, bien que la déformation semble avoir un impact légèrement supérieur. Cette analyse devrait comporter un très grand nombre de points, en particulier en dehors des plans de déformation et de pression constantes, afin de la rendre plus fiable.

Les expériences réalisées n'ont pas permis de dégager de règles de conception claires quant à des conditions d'opération du muscle (déformation et/ou pression maximale) qui lui assureraient une durée de vie minimum. Cependant, elles ont permis de confirmer que la déformation ou la concentration de contrainte, prises individuellement, ne semblent pas causer de fissurations prématurées de l'élastomère. C'est donc que la concentration de contrainte, incluant les dommages de surface qui peuvent y être associés, agit comme un facteur aggravant de la grande déformation de l'élastomère.

5.4 Observation des défaillances

Les défaillances des élastomères peuvent être observées de plusieurs façons, certaines destructives, et d'autres non. L'une des méthodes les plus utiles est la microscopie (optique et électronique à balayage), qui nécessite parfois de métalliser les échantillons observés (microscopie électronique à balayage). La méthode est rapide et accessible, mais nécessite d'avoir un très petit échantillon (quelques millimètres) et est difficilement applicable *in situ*, même pour la microscopie optique. La microscopie a été utilisée pour observer les muscles et les échantillons fissurés.

Deux autres méthodes utilisées seront présentées ici, soit la microtomographie (rayon-x) et l'imagerie par résonance magnétique. Ces techniques sont moins disponibles mais présentent des caractéristiques uniques qui les rendent intéressantes pour l'observation de fissures des actionneurs déformables.

5.4.1 Microscopie

L'observation au microscope électronique à balayage des défaillances permet de comparer la formation et la propagation des fissures dans l'échantillon et dans le muscle. Cette observation a pour but de montrer que le mécanisme de défaillance est similaire dans les deux cas. La microscopie électronique à balayage met en évidence l'état de surface microscopique et les amorces de fissures dans l'élastomère, mais nécessite que l'échantillon soit métallisé (ajout d'une fine couche de poudre conductrice). La microscopie électronique à balayage permet également un plus fort grossissement que la microscopie optique. Le microscope optique est aussi utilisé dans quelques cas pour observer la surface de la membrane.

Comme l'apparition des fissures survient quelques cycles seulement avant la perforation complète de la membrane, les échantillons (de tests et provenant de muscles cyclés) sont observés lorsque la fissure a complètement traversé l'épaisseur. Certaines observations ont

aussi été réalisées après un nombre prédéterminé de cycles ; dans ce cas le test a été arrêté et l'échantillon coupé pour le sortir de ses attaches.

La première observation est réalisée en comparant au microscope à balayage un muscle fissuré et un échantillon aussi fissuré après 50 000 cycles sur le banc d'essai. Dans le cas du muscle et de l'échantillon de test, la fissure s'est produite perpendiculairement à la déformation principale maximale, tel qu'attendu, mais on note également des amorces de fissures dans le sens de la déformation principale maximale (figure 5.7). Ces amorces de fissures, qui ressemblent à des rayures à la surface de l'élastomère, pourraient être créées par un léger déplacement relatif entre la membrane et l'objet en contact (pointe ou fil de la couture).

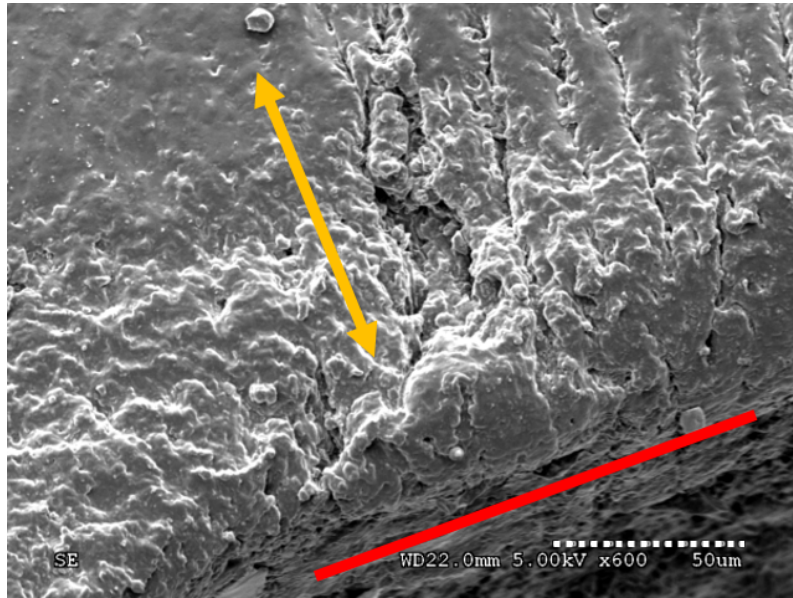
En observant un échantillon non-fissuré après 50 000 cycles avec une pression dans le cylindre de 69 kPa (10 PSI), l'usure dans le sens de la déformation principale maximale est clairement visible (figure 5.8).

L'observation des faces de la fissure, autant du muscle que de l'échantillon, montre que la fissure se propage par déchirement (figure 5.9) à travers la membrane protectrice et la membrane du muscle.

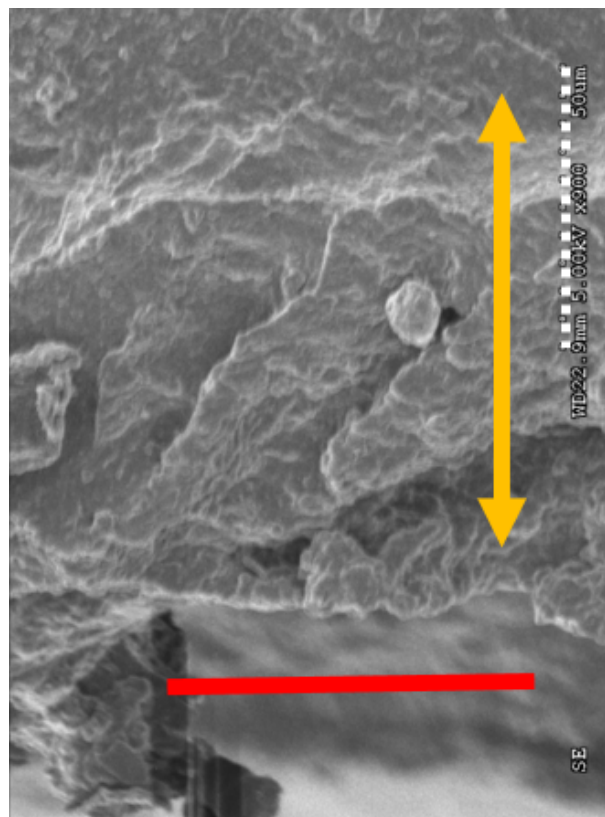
La fissuration des muscles en flexion (Chapitre 4) diffère légèrement de celle des muscles extensibles puisqu'elle n'est pas causée par une couture. En effet, la couture étant localisée sur l'axe neutre du muscle en flexion, la membrane en contact avec la couture ne subit pas d'élongation. L'empreinte de la couture est visible au microscope optique (figure 5.10), mais ne semble avoir causé aucune fissuration dans toutes les expérimentations.

On observe cependant des fibres, détachées du manchon, qui semblent être prises sur la surface de la membrane. Ces fibres sont présentes à de nombreux endroits sur la membrane. La fissure du muscle en flexion survient au milieu de la membrane (figure 4.3), sous la partie élastique du manchon. En observant la fissure, on remarque la zone de propagation de la fissure en demi-cercle à travers l'épaisseur (figure 5.11) et la zone d'initiation en surface de la membrane (figure 5.12). La forme de la zone d'initiation laisse croire qu'un corps étranger (possiblement une fibre) aurait pu pénétrer la surface de la membrane, créant l'amorce de la fissure. La déformation cyclique de la membrane aurait ensuite contribué à l'ouverture de la fissure et à sa propagation à travers l'épaisseur et la largeur de la membrane (propagation de type mode 1).

La microscopie optique et la microscopie à balayage électronique permettent de mieux comprendre la formation et la propagation des défauts dans la membrane. Combinées, elles permettent de bien voir les défauts de surface, les fibres détachées du manchon et



(a) Fissuration du muscle



(b) Fissuration d'un échantillon

Figure 5.7 Observation des fissures au microscope électronique à balayage. La ligne rouge indique l'endroit de la fissure principale et la double flèche jaune la direction de la déformation principale maximale. L'échelle indiquée par les pointillés blancs représente $50\text{ }\mu\text{m}$

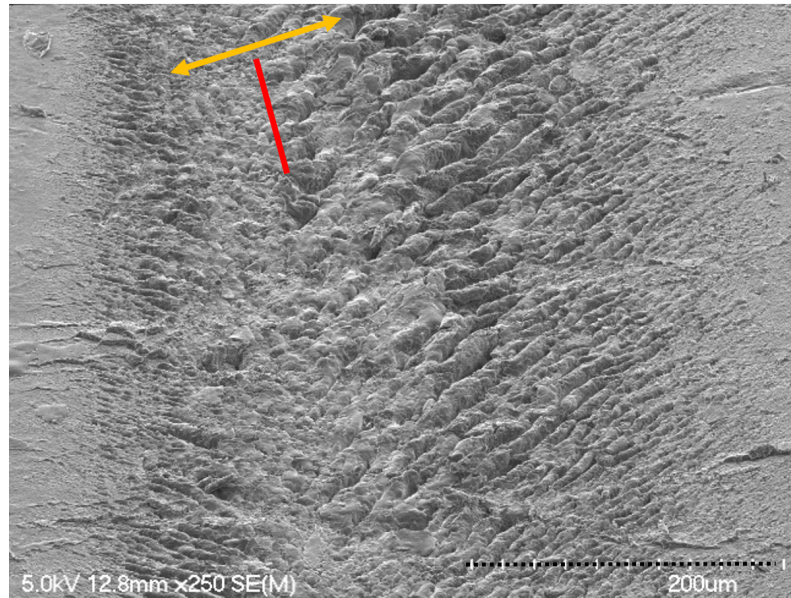


Figure 5.8 Observation d'un échantillon non-fissuré au microscope électronique à balayage après 50 000 cycles avec une pression dans le cylindre de 69 kPa. La ligne rouge indique le sens du dommage principal et la double flèche jaune la direction de la déformation principale maximale. L'échelle (en noir) représente 200 μm .

la zone d'initiation de la fissure complète, pour établir des hypothèses réalistes quant aux causes de la fissuration. Elles permettent enfin de s'assurer que les dommages subis par les muscles sont similaires aux dommages causés aux échantillons par le cyclage avec concentration de contrainte (banc d'essai).

5.4.2 Microtomographie

La microtomographie (rayons-x) permet une meilleure visualisation des fissures, et ce même si elles n'ont pas traversé complètement la membrane. La microtomographie est souvent utilisée en industrie pour déceler les porosités dans les matériaux (moulage, etc.). Une section de muscle extensible, non-percée mais endommagée par la couture du manchon, a été observée pour évaluer la profondeur des dommages (figure 5.13). La haute résolution de la méthode permet l'observation des amorces de fissure ainsi que la détection de défauts (porosités) ou inclusions dans le matériau.

Les images (tranches) peuvent également être recombinaées pour créer un volume 3D permettant de mieux voir la répartition et l'ampleur des dommages. Par exemple, la figure 5.14 montre que les dommages subis par un muscle extensible sont concentrés sous la couture et se répètent régulièrement sur sa longueur.

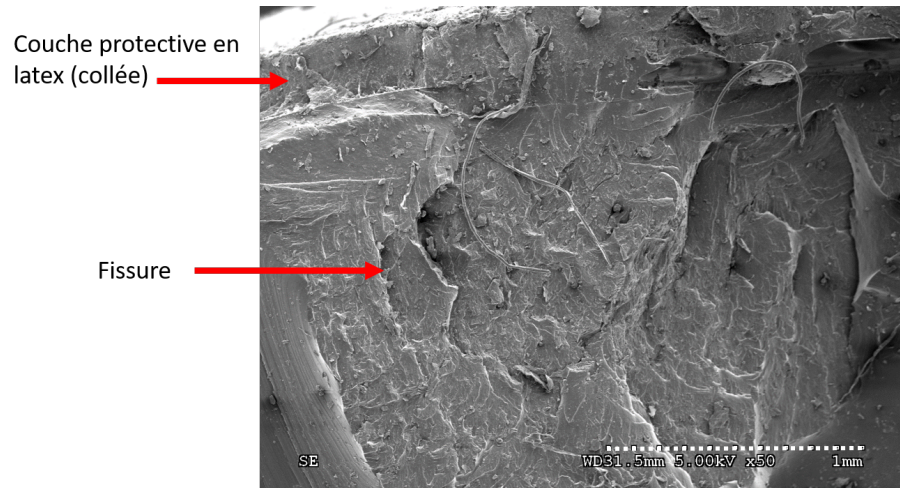


Figure 5.9 Face de la fissure d'un muscle, sous la couture. L'échelle (en blanc) représente 1 mm.

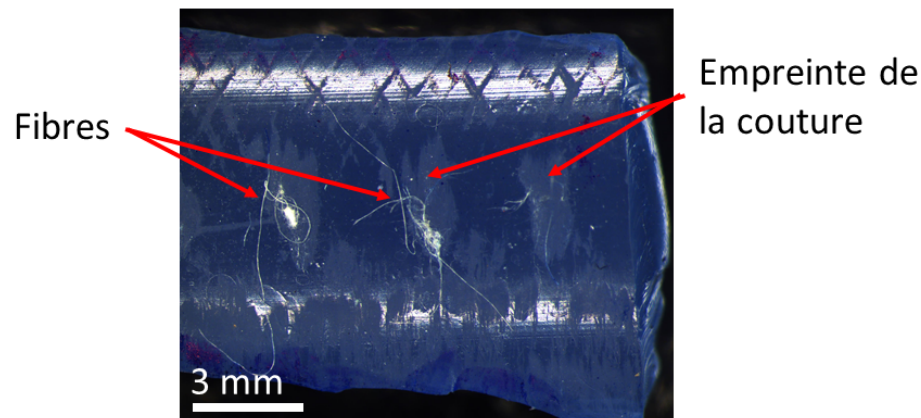


Figure 5.10 Empreinte de la couture du manchon sur la membrane d'un muscle en flexion observée au microscope optique (10x). Des fibres blanches du manchon sont visibles.

Les principaux avantages de la microtomographie sont qu'elle maintient l'intégrité de la structure observée, permet de voir l'intérieur de la paroi, en plus d'atteindre une résolution sous le micromètre. Elle permettrait donc de détecter, avant ou durant l'opération d'un muscle, des porosités ou défauts. Cependant, le volume disponible ainsi que le temps de scan (1h15 pour un échantillon de 1.6x10x25 mm) et la dimension des fichiers créés limitent la taille des échantillons observés à quelques centimètres seulement. Il s'agit donc d'une méthode intéressante quand l'instrumentation est disponible et que les échantillons à observer sont petits.

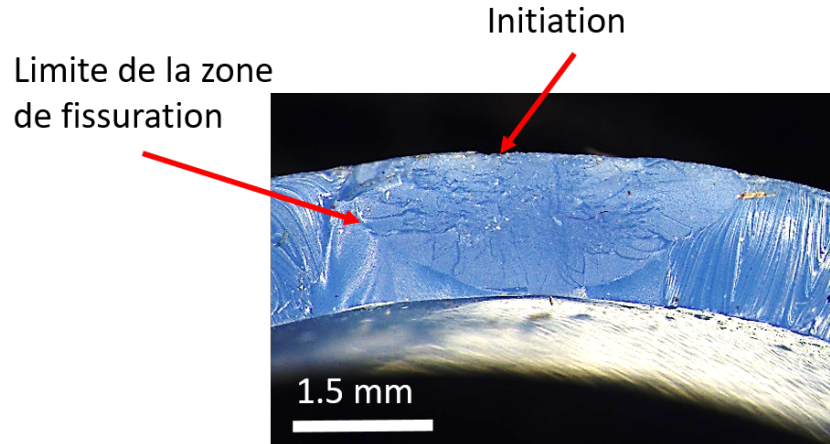


Figure 5.11 Observation au microscope optique (25x) de la face de la fissure dans un muscle en flexion.

5.4.3 Imagerie à résonance magnétique

L'imagerie à résonance magnétique (IRM) est en premier lieu une technique réservée à l'observation des tissus biologiques et permettant de bien distinguer les tissus mous (organes, masses cancéreuses, etc.). La possibilité d'utiliser l'IRM pour observer des élastomères a été découverte par hasard dans le cadre du projet, mais a immédiatement été perçue comme une opportunité, en particulier dans le cadre du projet de robot médical.

Durant des tests de compatibilité du robot médical pour la prostate, les images ont révélé que bien que le robot n'affectait pas le signal de l'IRM, les muscles en silicone étaient visibles sur certaines images. Les muscles étaient des muscles moulés (silicone RTV-4260) en structures intégrées contenant 5 muscles (en étoile) avec des renforts internes. Les essais étaient réalisés sous un champ magnétique de 1.5 Teslas en mode T1, dans l'IRM clinique *GE* du Centre Hospitalier de l'Université de Sherbrooke. Sur la figure 5.15, on remarque que les renforts et la forme des muscles sont bien visibles et que l'intérieur apparaît nettement. Les muscles étaient de plus situés loin de l'isocentre, ce qui peut diminuer la qualité de l'image obtenue. Cette observation était particulièrement intéressante puisqu'elle amenait la possibilité de scanner le robot durant une intervention sous IRM pour évaluer l'état des muscles. Dans un contexte médical hautement réglementé, cette maintenance préventive pourrait être intéressante pour diminuer les risques de défaillance grave, si la méthode ne nécessite pas de scans supplémentaires (longs et coûteux).

Puisque l'IRM est basé sur l'excitation des atomes d'hydrogène dans les matériaux, le silicone utilisé (RTV-4260) contient donc des atomes d'hydrogène qui peuvent être alignés par le champ magnétique de l'IRM puis excités par les radiofréquences (le silicone contient

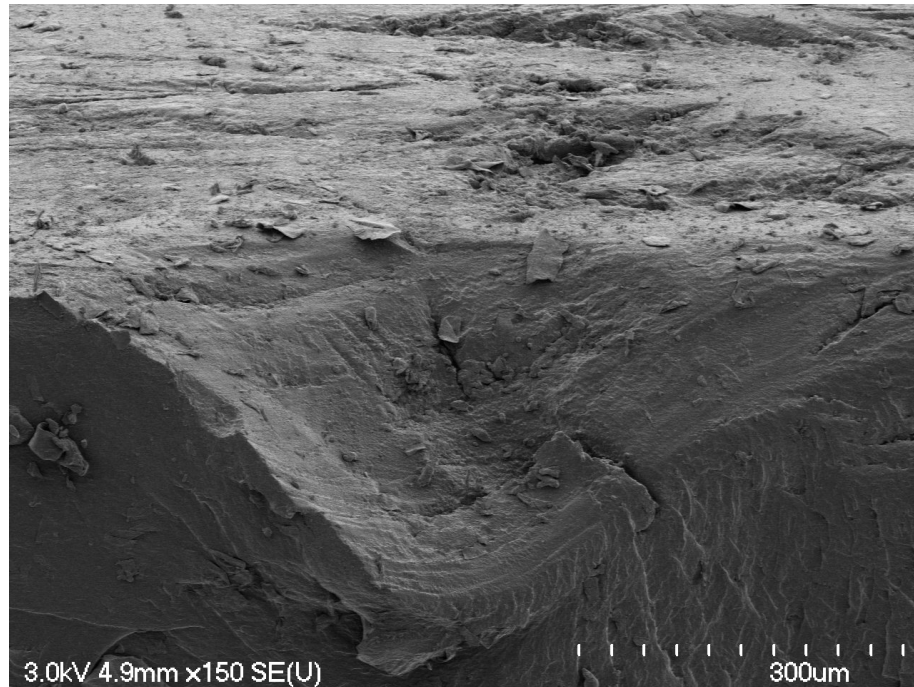


Figure 5.12 Observation au microscope électronique à balayage de la zone d'initiation de la fissure dans un muscle en flexion. L'échelle représente 300 μm .

également des atomes de carbone et d'oxygène). Quelques études montrent que l'IRM peut être utilisé pour mesurer la taille d'implants mammaires [91] en silicone ou encore pour détecter des fissures dans ces derniers [48]. Ces études confirment que certains silicones sont donc visibles sous IRM.

Ensuite, une série de tests a été effectuée afin de vérifier s'il était possible d'obtenir une meilleure résolution et, possiblement, détecter des fissures en utilisant un IRM de 7 Teslas. Selon les techniciens du CHUS (Centre hospitalier de l'Université de Sherbrooke), l'interface eau-silicone devrait présenter une meilleure résolution des contours, et les essais ont donc été réalisés en submergeant le muscle dans l'eau. Le muscle apparaît noir dans l'eau puisque l'eau a un signal plus intense que le silicone (voir figure 5.16). On peut remarquer sur cette figure que l'espace entre les anneaux et le muscle est visible, et mesure moins de 0.25 mm. Cette observation laisse croire qu'il sera possible d'observer des fissures mineures lorsque le muscle sera gonflé (fissure ouverte).

Un montage de test a été réalisé pour gonfler un muscle avec de l'eau, dans l'eau. L'eau a été mélangée avec du sulfate de cuivre avec une concentration de 2 % en poids afin d'améliorer encore plus le contraste avec le muscle [95]. Le montage est illustré à la figure 5.17.

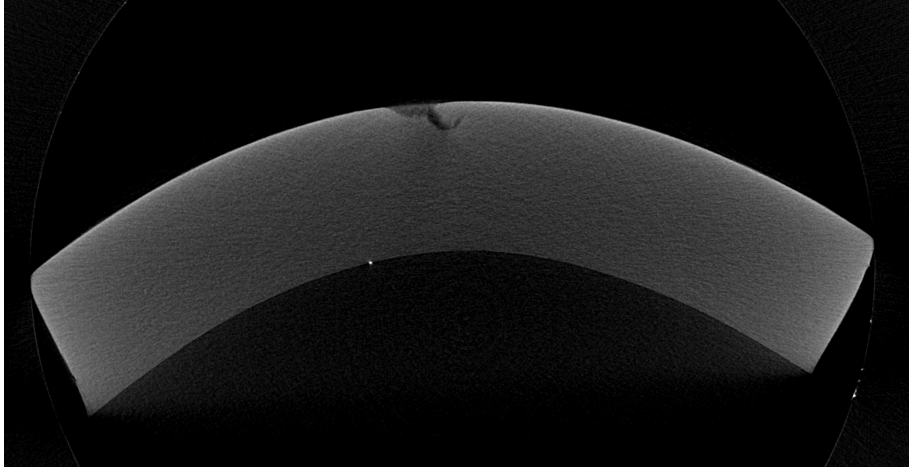


Figure 5.13 Observation sous microtomographie (rayon-x) d'une section de muscle extensible. La tranche montre une amorce de fissure causée par la couture du manchon. Scanner : Skyscan 1172

Des essais ont été réalisés avec ce montage pour observer une fissure (créée artificiellement dans le pivot du muscle) avec un IRM 7 Teslas. Une résolution de 35 microns a été utilisée pour les images et permet 1) d'observer la fissure dès qu'elle a une largeur de 0.5 mm (à 138 kPa, 20 PSI) (figure 5.18) et 2) de reconstruire en trois dimensions le muscle pour observer la fissure en 3D (figure 5.19). La coloration des images IRM a été inversée afin que le muscle apparaisse en blanc et l'eau en noir.

Bien que les tests dans l'eau permettaient des observations intéressantes, le robot n'aurait pas été immergé dans l'eau en contexte réaliste d'utilisation. Des tests sans eau ont été réalisés, mais se sont avérés peu concluants puisque les résultats (qualité de l'image) dépendent grandement de la séquence utilisée et de la composition du matériau. Pour les silicones utilisées pour les muscles, la forme générale est parfois visible, mais l'image demeure floue et ne permet pas d'observer de petites fissures. Un silicone différent, utilisé par un collègue, s'est avéré quant à lui très visible (figure 5.20). De nombreux tests supplémentaires et une connaissance approfondie des séquences d'IRM seraient nécessaires pour trouver des séquences appropriées et adaptées à chaque matériau.

Le fait de pouvoir observer un instrument médical fait de silicone simultanément avec une intervention en IRM demeure un avantage unique de la méthode, permettant entre autre une approche « tolérante aux défaillances », particulièrement si l'élastomère choisi a une période de propagation de fissure substantielle. Cependant, la disponibilité très limitée des appareils d'IRM, combinée à leur coût d'acquisition (et d'utilisation) élevé, rend cette méthode d'observation peu réaliste pour tout autre application.

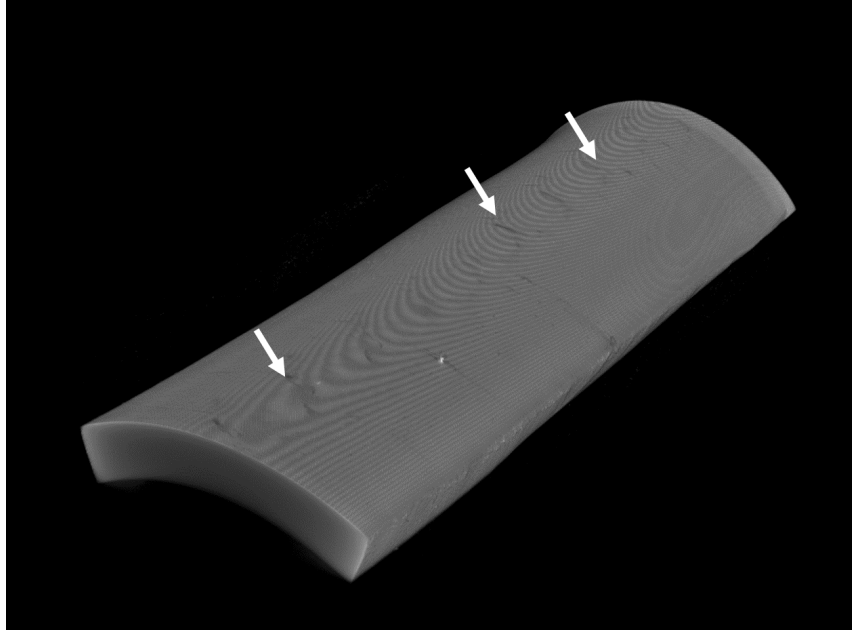


Figure 5.14 Observation sous microtomographie (rayon-x) d’une section de muscle extensible. Reconstruction 3D en utilisant le logiciel *ImageJ*. Les flèches indiquent quelques amorces de fissures.

5.5 Conclusion

Cette section avait pour objectif de mieux comprendre la fissuration des muscles pneumatiques, par des tests découplant les paramètres de pression et de déformation des muscles et l’observation des fissures. Les tests découplés ont permis de valider que c’est bien la combinaison d’un contact local et d’une grande déformation principale qui cause la fissuration des muscles pneumatiques. Le contact local cause une concentration de contrainte, mais aussi une abrasion à la surface du matériau qui peut créer des sites d’initiation de fissures.

Les observations au microscope électronique à balayage montrent que le muscle extensible et les échantillons testés subissent une fissuration comparable. La fissure est toujours perpendiculaire à la déformation principale maximale et présente des amorces (ou microfissures) visibles tout autour et parallèles à cette déformation principale maximale. L’observation du profil de fissure au microscope optique montre une fissure amorcée en surface qui se propage à travers l’épaisseur de la paroi et en largeur. La propagation est causée par l’ouverture cyclique de la fissure (Mode de propagation I : en ouverture).

Deux autres techniques d’observation montrent un potentiel intéressant pour les élastomères. La microtomographie permet de détecter des défauts à travers l’épaisseur de la paroi avec une résolution micrométrique. Souvent utilisée en industrie pour la détection

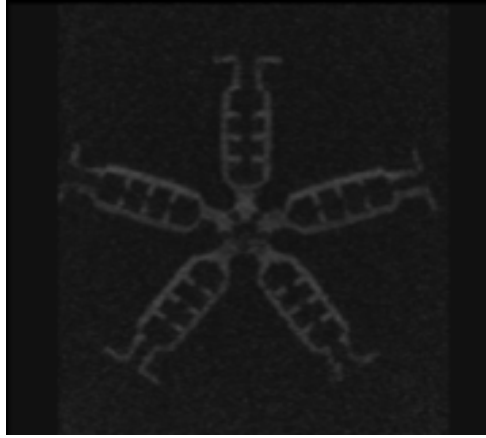


Figure 5.15 Première observation du silicone RTV-4260 en 2012 (5 muscles moulés dans une structure)

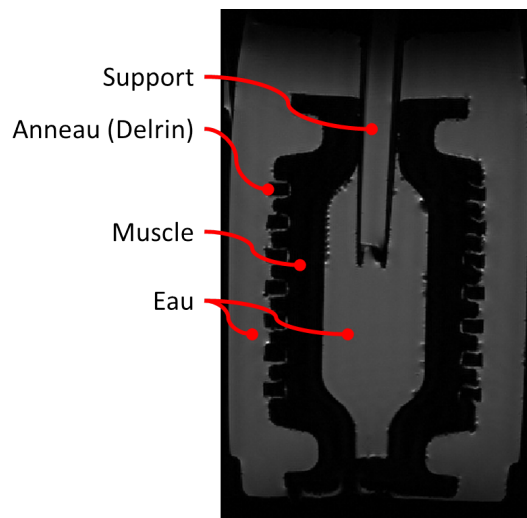


Figure 5.16 Observation du muscle entouré d'eau dans un IRM de 7 Teslas

de porosité, la technique est intéressante car elle est non-destructive, bien que la taille des échantillons soit limitée et que les temps de scan se calculent en heures. L'observation sous IRM est aussi intéressante, surtout dans le cas d'un instrument médical qui peut être scanné durant une intervention sous IRM. La résolution et la qualité des images dépendent d'une séquence spécifiquement adaptée au matériau. L'IRM avait déjà été utilisée pour l'observation d'implants mammaires en silicone, mais c'est la première fois qu'elle était utilisée aux fins de diagnostic d'un appareil médical ou même d'un élément mécanique (actionneur).

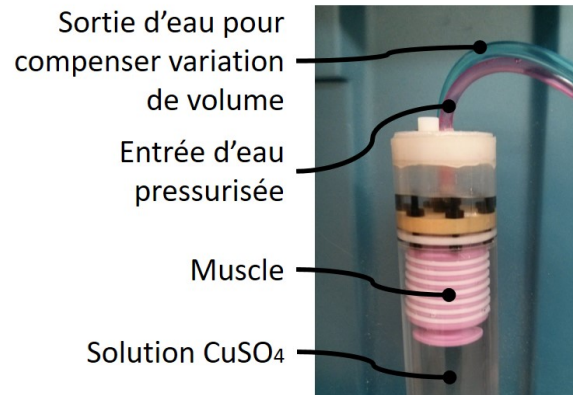


Figure 5.17 Montage pour gonfler un muscle immergé avec une solution de sulfate de cuivre $1.5 \text{ g/L}(\text{CuSO}_4)$

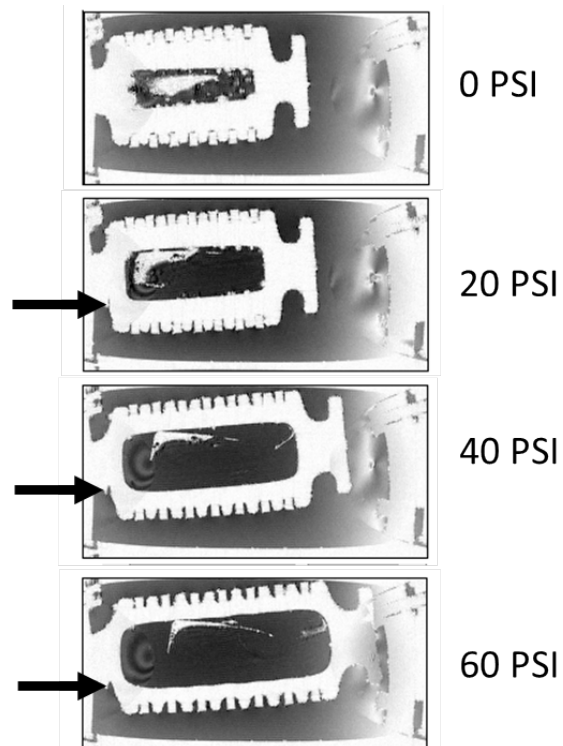


Figure 5.18 Observation de l'ouverture de la fissure (flèches) sous pression avec 35 microns de résolution dans un IRM 7 Tesla

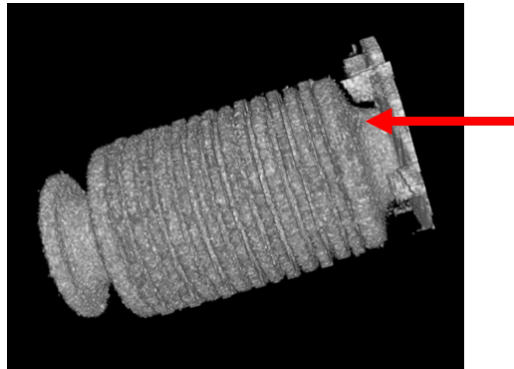


Figure 5.19 Reconstruction 3D du muscle pour visualiser la géométrie de la fissure (flèche), à partir des images de l'IRM 7 Teslas

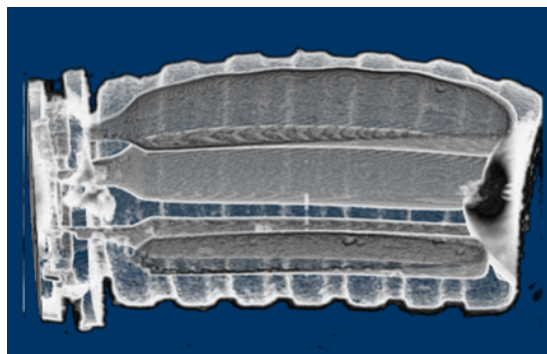


Figure 5.20 Muscle multi-cavités fabriqué en silicone Dow Corning 3629, observé par un IRM 7 Teslas (projet de Guillaume Bouliane-Blais).

CHAPITRE 6

CONCLUSION

6.1 Sommaire

Question de recherche : **Comment concevoir des muscles pneumatiques à haute déformation résistants à la fatigue ?**

En répondant à la question de recherche, l'objectif principal de cette thèse était de concevoir des muscles pneumatiques à haute déformation ($>35\%$) ayant une durée de vie en fatigue supérieure à 100 000 cycles. Initialement basé sur l'application spécifique d'un manipulateur pour les interventions à la prostate sous IRM, le projet s'est généralisé à de nombreuses applications de la robotique souple. La résistance à la fatigue des muscles pneumatiques s'avère en effet une problématique d'actualité au moment où la robotique industrielle s'attaque à des applications complexes nécessitant la flexibilité et l'adaptabilité propres à la robotique souple.

Le Chapitre 3 s'attarde à l'analyse de la défaillance par fissuration des muscles pneumatiques, dans le but de concevoir des muscles à haute déformation et résistants à la fatigue. L'analyse des résultats expérimentaux et de la littérature révèle que trois principaux facteurs affectent la durée de vie des muscles pneumatiques :

- La limite de fatigue du matériau de la membrane, une propriété intrinsèque définie par la déformation principale maximale en-dessous de laquelle la durée de vie d'un échantillon tend vers l'infini ;
- La contrainte ou déformation locale de Hertz, causée par le contact entre le renfort et la membrane sous pression ;
- Les dommages de surface et l'abrasion, causés par un mouvement relatif entre le renfort et la membrane, et empirés par le détachement de particules du renfort ou de la membrane.

Basé sur ces facteurs, un concept de renfort continu sur toute la surface de la membrane est présenté : un manchon orthotropique. Le manchon permet d'atteindre des déformations de 50% avec une durée de vie de 229 000 cycles d'actionnement. Les résultats précédents des muscles testés dans le cadre du projet du manipulateur ne dépassaient pas 50 000 cycles

(< 40 %) et la littérature fait uniquement état de muscles contractiles avec une durée de vie inférieure à 20 000 cycles pour une déformation maximale de 30 % [49, 50, 74]. La durée de vie observée pour les muscles extensibles à manchon dépasse les requis établis par Polymer Robotics pour le manipulateur pour la prostate. Bien que l'entreprise ait fait des choix technologiques et économiques ayant mené à l'abandon du projet, les résultats obtenus auraient permis la poursuite du projet selon son concept initial de robot souple.

Le Chapitre 4 présente un concept de muscle pneumatique en flexion dérivé des facteurs identifiés au Chapitre 3. Dans le cas des muscles en flexion, le manchon permet d'augmenter la pression d'actionnement, augmentant par le fait même la capacité de chargement, tout en maintenant une durée de vie des actionneurs au-delà de 200 000 cycles. Deux mains robotisées de tailles différentes, à trois actionneurs chacune, permettent respectivement de soulever des charges de 5.2 kg (durée de vie : >700 000 cycles) et de 20 kg (durée de vie : 200 000 cycles). Ces capacités de charges confèrent aux mains des ratios de chargement (capacité/masse) respectifs de 46 et 33.6, des ratios largement supérieurs au ratio le plus élevé repéré dans la littérature de 18 [121].

La performance des deux mains est démontrée expérimentalement à travers de nombreuses applications concrètes des mains robotisées souples, incluant la manipulation de nourriture (fragile et variée) et d'objets lourds et irréguliers (comme un sac de patates). De plus, une nouvelle application est proposée, celle d'une main pneumatique intégrée sur un drone qui lui permet de se percher et de transporter des objets. Cet appendice de perchage permet aux drones d'allonger leurs missions en considérant, par exemple, des pauses de recharge solaire (ou autre) sur des fils électriques, branches, clôtures, etc. ou des missions statiques de surveillance sans utilisation d'énergie.

Le Chapitre 5 propose une expérience pour mieux expliquer la fissuration de la membrane des muscles pneumatiques. En considérant les trois facteurs identifiés, le contact entre le renfort et la membrane demeure le plus difficile à caractériser. Les expériences permettent d'isoler les paramètres de pression de contact et d'élongation dans des tests de fatigue pour comparer leur effet respectif sur la durée de vie d'un échantillon soumis simultanément à une élongation et une concentration de contrainte. Les deux paramètres ont un effet détrimental sur la durée de vie des échantillons (et des muscles), qui se trouve amplifié lorsque combinés. Avec les tests réalisés, il demeure difficile de départager lequel des paramètres de pression et d'élongation a le plus d'impact sur la durée de vie. L'observation microscopique des échantillons révèle que les tests reproduisent fidèlement la fissuration qui survient dans le muscle. Cependant, la longueur des tests et la difficulté à corrélérer les conditions de tests avec les conditions d'opération du muscle rendent ces résultats diffi-

ciles à exploiter concrètement. Des méthodes d'observation des fissures par rayons x et résonance magnétique sont également proposées.

Pour concevoir des muscles pneumatiques à haute déformation ou haute densité de force durables, le concepteur doit se baser sur trois principes mis en évidence par les travaux de cette thèse et qui gouvernent la défaillance par fissuration des muscles pneumatiques : la limite en fatigue du matériau, les contraintes de Hertz et l'abrasion de la surface. La thèse présente un nouveau concept de renfort pour les muscles pneumatiques, soit un manchon élastique qui permet de créer des muscles extensibles et en flexion. Par son uniformité, le manchon limite les contraintes locales (de Hertz) et l'endommagement de la surface de la membrane élastomère. Les muscles extensibles et en flexion démontrent des durées de vie jusqu'à dix fois supérieures aux muscles existant pour des performances améliorées en déformation et en force, respectivement.

6.2 Contributions

Les contributions originales de mon projet de recherche sont, en ordre d'importance :

1. **Augmentation importante de la durée de vie des muscles pneumatiques à haute déformation** - L'ajout d'un renfort orthotropique de type manchon au muscle diffère des muscles pneumatiques communs, les McKibbens, qui utilisent des fibres orientées qui définissent le type de déformation du muscle. Le muscle extensible développé supporte au-delà de 200 000 cycles à 50 % de déformation, ce qui est largement supérieur aux muscles existants (figure 1.3). Le muscle conçu dépasse les requis établis pour l'application réelle du manipulateur pour les interventions à la prostate, et dans un contexte d'affaires différent, aurait pu permettre la poursuite du projet. Dans sa configuration de muscle travaillant en flexion, le concept supporte plus de 700 000 cycles (charge maximale de 5.2 kg) ou 200 000 cycles (charge maximale de 20 kg).
2. **Démonstration d'applications réelles des muscles** - Le muscle extensible a été conçu pour le manipulateur pour les interventions à la prostate sous IRM, une application pertinente et réelle pour un muscle à haute déformation et durable. De plus, une main robotisée intégrant trois muscles en flexion démontre un ratio charge-masse de 46, soit 2.5 fois plus que le plus haut ratio répertorié pour une main pneumatique de 18 [121]. La densité de force et la compliance de la main robotique permettent de démontrer plusieurs applications, dont la manipulation d'objets de formes irrégulières et le perchage des drones, qui sont validées expérimentalement. Le perchage

des drones est un domaine récent et c'est la première fois, à ma connaissance, que des actionneurs souples sont utilisés à cette fin.

3. **Principes de conception qui gouvernent la défaillance des muscles en fatigue** - Le projet de recherche a permis de déterminer que les défaillances en fatigue des muscles pneumatiques par fissuration sont généralement causées par les facteurs suivants : la limite en fatigue du matériau de la membrane, les contraintes de contact (Hertz) et l'abrasion. L'application de ces principes dans la conception de muscles pneumatiques à haute déformation a permis de prolonger leur durée de vie, d'éviter les fissurations prématurées et d'améliorer la stabilité des performances dans le temps. Les mêmes principes ont été appliqués à la conception d'un muscle en flexion pour une application de main robotisée.
 4. **Caractérisation de la fatigue d'un silicone** - Dans le domaine des élastomères, les caoutchoucs (naturels et synthétiques) sont les plus étudiés en raison de l'industrie du pneu, qui constitue la principale application en fatigue des élastomères. Il existe très peu de données sur le comportement en fatigue des silicones (moins d'une dizaine d'articles, surtout dans le domaine des joints d'étanchéité et de la durabilité en terme de biocompatibilité). Le projet a permis d'étudier les phénomènes de fatigue d'un silicone à haute déformation, et de caractériser sa défaillance dans une application de muscle pneumatique. Enfin, la fatigue des élastomères est beaucoup plus étudiée dans la littérature en chargement de compression, tandis que le projet a plutôt étudié une application de fatigue en tension.
 5. **Observation des défaillances sous IRM** - L'IRM a été utilisée par le passé pour observer des fissures dans des implants en silicone [48]. La possibilité d'utiliser l'IRM pour diagnostiquer la fissuration des muscles a été étudiée, ce qui permettrait alors le diagnostic d'un robot médical simultanément à une intervention sur un patient, sous IRM. L'observation sous IRM est une méthode non-destructive d'observation des défaillances partielles qui pourraient se trouver à l'intérieur des muscles pneumatiques. Cette technique pourrait également permettre d'utiliser une approche « tolérante aux défaillances » en instaurant une procédure de maintenance préventive consistant à examiner périodiquement les muscles pour détecter rapidement l'apparition de fissures. Sans application médicale, cette méthode est toutefois peu réalisable concrètement, en raison du manque de disponibilité et du coût d'utilisation des IRM.
-

6.3 Travaux futurs

À l'heure actuelle, les limitations principales des actionneurs souples demeurent la difficulté à les modéliser de façon fidèle pour les contrôler, les performances des matériaux, le contrôle des procédés de fabrication, ainsi que la durabilité et la fiabilité [54, 57, 116]. Les principes de conception exposés dans cette thèse démontrent effectivement une augmentation significative de la durée de vie des muscles extensibles à haute déformation et des muscles en flexion à haute densité de force. Le projet a toutefois mis en lumière certains aspects qui n'ont pu être étudiés en profondeur ou qui sortaient un peu du cadre du doctorat, et qui pourraient faire l'objet d'études futures.

Concernant la durabilité des muscles pneumatiques (extensibles et en flexion), un matériau a été choisi pour sa disponibilité et ses propriétés mécaniques (extension et rigidité) adéquates. Il serait intéressant d'étudier la résistance de différents matériaux (silicones et autres élastomères) à la combinaison de haute déformation et de concentration de contrainte. Particulièrement, la composition d'un matériau avec des additifs spécifiquement choisis pour mieux résister aux dommages de surface et bloquer la propagation de fissure (comme le carbone dans un caoutchouc naturel, par exemple) pourrait offrir une durée de vie encore plus élevée. Un manchon sans couture éviterait la contrainte localisée dans la membrane qui cause la fissuration des muscles extensibles. Le procédé de fabrication d'un tel manchon n'existe pas selon des recherches préliminaires, mais serait un projet de recherche intéressant dans le domaine des textiles.

L'intégration d'un capteur de déplacement dans un muscle extensible a été démontrée dans l'article du Chapitre 3 pour augmenter la répétabilité du déplacement malgré un changement de rigidité du muscle soumis à un nombre élevé de cycles. Pour les muscles en flexion, des capteurs de force peu coûteux ont été intégrés sur la surface intérieure des doigts (Tekscan *Flexiforce*) pour mesurer localement la force de préhension. Cette mesure locale s'est avérée inutile pour la plupart des objets irréguliers qui n'étaient pas toujours en contact avec le capteur. L'intégration de capteurs minces et flexibles de pression sur toute la surface interne des muscles serait une avenue de recherche intéressante pour moduler la force exercée.

Enfin, le perchage de drone est un sujet d'actualité pour résoudre les problématiques de temps de vol des quadcoptères [41]. Certaines compagnies ont proposé l'installation de bornes de recharge sur les lampadaires pour que les drones puissent réaliser leurs missions en milieu urbain [36]. Les avantages sont nombreux à remplacer un appendice de perchage rigide par une pince souple sur les drones. La pince souple est robuste aux collisions

et aux erreurs de positionnement qui sont fréquentes dans l'utilisation d'un drone, en plus de s'adapter à différentes formes de perchoirs. Cette application serait une avenue intéressante de recherche à poursuivre, entre autres concernant le poids de la source de pression et la réalisation d'essais expérimentaux exhaustifs (jusqu'à 700 000 perchages avant le remplacement de la pince...).

ANNEXE A

ESSAIS DE CARACTÉRISATION

A.1 Uniaxiale

Les tests de caractérisation uniaxiale ont été réalisés avec un échantillon typique de la norme ASTM D412 [44]. Les extrémités de l'échantillon étaient collées sur des plaques de plastique pour limiter le serrage requis (qui modifierait la déformation). Les tests ont été réalisés à une vitesse d'étirement de 1 mm/s jusqu'à ce qu'un glissement de l'échantillon dans les mords se produise. Un seul échantillon a été utilisé. L'échantillon a été étiré à la déformation maximale (300 %) dix fois avant de collecter les données pour s'assurer de l'élimination de l'effet Mullins.

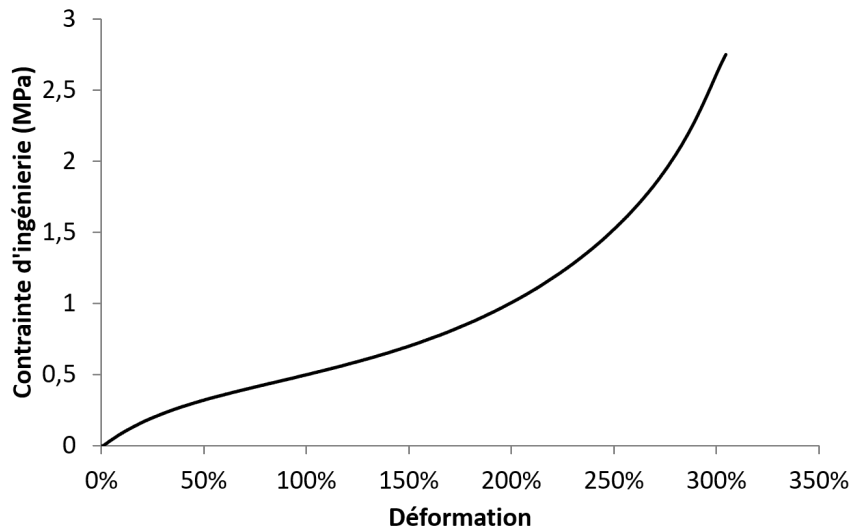


Figure A.1 Essai de caractérisation uniaxiale du matériel RTV-4260

A.2 Contrainte plane

L'essai de caractérisation en état de contrainte plane a été réalisé à une vitesse de 0.5 mm/s, sur un seul échantillon. L'échantillon mesurait 50 mm par 16.6 mm et avait une épaisseur de 1.22 mm (figure A.2). Les extrémités de l'échantillon étaient collées sur des plaques de plastique pour limiter le serrage requis (qui modifierait la déformation). L'échantillon a été étiré à 60 % dix fois avant de collecter les données pour s'assurer de l'élimination de l'effet Mullins. Une déformation plus grande n'était pas possible sans soit écraser l'échantillon ou avoir un glissement de l'échantillon dans les mords.

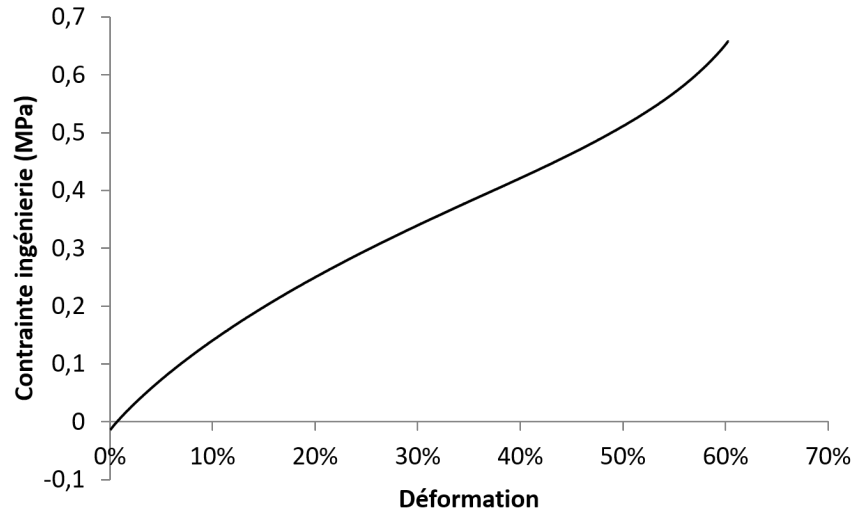


Figure A.2 Essai de caractérisation en cisaillement (contrainte plane) du matériel RTV-4260

A.3 Caractérisation biaxiale

La caractérisation par gonflement de membrane a été réalisée sur un échantillon circulaire de 100 mm de diamètre d'une épaisseur de 1.24 mm (un échantillon). Le circuit de contrôle de pression inclut un réservoir de 5 L pour éviter les variations de pression dues au contrôleur de la valve proportionnelle. La membrane est marquée selon la méthode expérimentale de [85]. La membrane est soumise à une pression variant de 13.8 kPa (2 PSI) à 48.3 kPa (7 PSI), par incréments ascendants de 1.7 kPa (0.25 PSI) puis par incréments descendants de 3.45 kPa (0.5 PSI). Avant les tests, la membrane est gonflée 10 fois à la pression maximale (48.3 kPa) pour éliminer l'effet Mullins. Chaque pression est maintenue durant 5 minutes pour s'assurer de la stabilité de l'état de déformation. Des photos sont prises d'un point de vue fixe au même niveau que la membrane et calibrées à l'aide d'un motif de damiers. Le montage de caractérisation est présenté à la figure A.3.

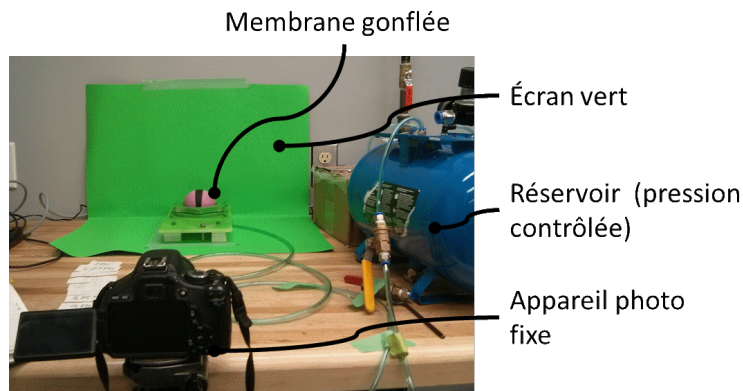


Figure A.3 Montage de caractérisation biaxiale

Chacune des images prises à différentes pressions est ensuite analysée avec *Matlab* pour extraire la partie du contour au sommet de la bulle, définie par la bande noire sur la membrane (en blanc et encerclée dans l'image traitée), tel qu'illustré à la figure A.4.

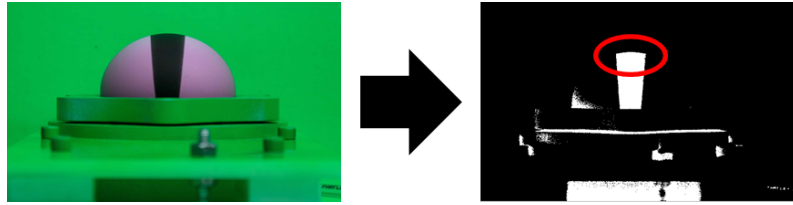


Figure A.4 Essai de caractérisation biaxiale du matériel RTV-4260 selon la méthode proposée par [85]

À partir des images traitées et transformées en noir et blanc, les contours du sommet sont ensuite extraits et tracés (figure A.5). Les données en pixels seront ensuite converties en unités métriques à l'aide de la calibration de caméra.

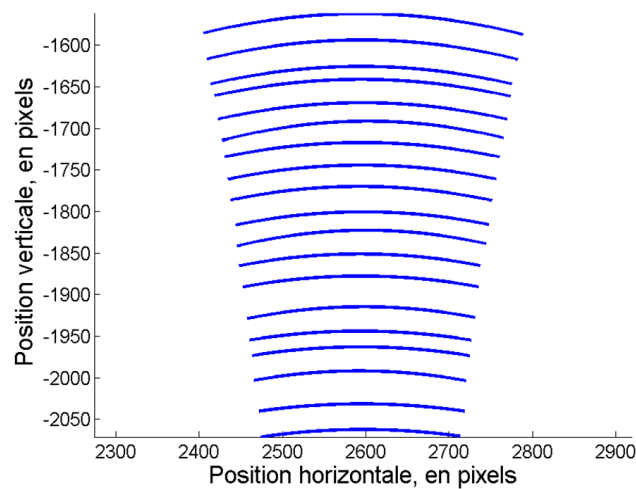


Figure A.5 Extraction des courbes représentant le sommet de la bulle par analyse d'images, pour des pressions de 1.7 à 3.45 kPa (2 à 7 PSI).

A.4 Effets viscoélastiques pour le silicone RTV-4260

La viscoélasticité peut être étudiée selon différents paramètres. Les essais réalisés ont exploré :

1. La dissipation d'énergie du muscle ;
2. La dissipation d'énergie d'un échantillon uniaxial (aire entre les courbes aller et retour d'un essai de traction) ;
3. Effet du taux de déformation ;
4. Effet de la relaxation du matériel sur 20 minutes sur un muscle.

A.4.1 Dissipation d'énergie

La dissipation d'énergie est mesurée à l'aide d'une courbe d'hystérésis, c'est-à-dire par l'aire entre les courbes aller et retour d'un essai de traction. Elle est mesurée sur un échantillon uniaxial et sur un muscle à 414 kPa (figure 2.10), et est exprimée ici en pourcentage par rapport à l'aire sous la courbe aller de l'essai de traction (équation A.1). Avant les essais, l'échantillon et le muscles sont cyclés 10 fois à leur déformation maximale pour éliminer l'effet Mullins. Le pourcentage d'énergie dissipée par un échantillon uniaxial de traction de 3.0148 mm d'épais est de 7.04 % tandis que pour le muscle, il est de 2.71 % sans pression (la différence s'explique par la différence de l'état de déformation maximale, tel que vu sur la figure A.6). On peut donc considérer que la dissipation d'énergie par le matériel est minimale et possiblement négligeable. Pour le muscle, la plage de déformation est limitée à 50 % puisqu'il s'agit de la déformation maximale souhaitée pour les muscles. Le minimum est dicté par la déformation minimale pour éviter le flambage du muscle pressurisé. La moyenne des courbes aller et retour sera utilisée, sauf indication contraire, pour la présentation des résultats ne nécessitant pas l'analyse de la dissipation d'énergie.

$$\%_{dissipation} = \frac{\int_{\delta_{min}}^{\delta_{max}} \sigma_{aller}(\delta) - \int_{\delta_{min}}^{\delta_{max}} \sigma_{retour}(\delta)}{\int_{\delta_{min}}^{\delta_{max}} \sigma_{aller}(\delta)} \quad (A.1)$$

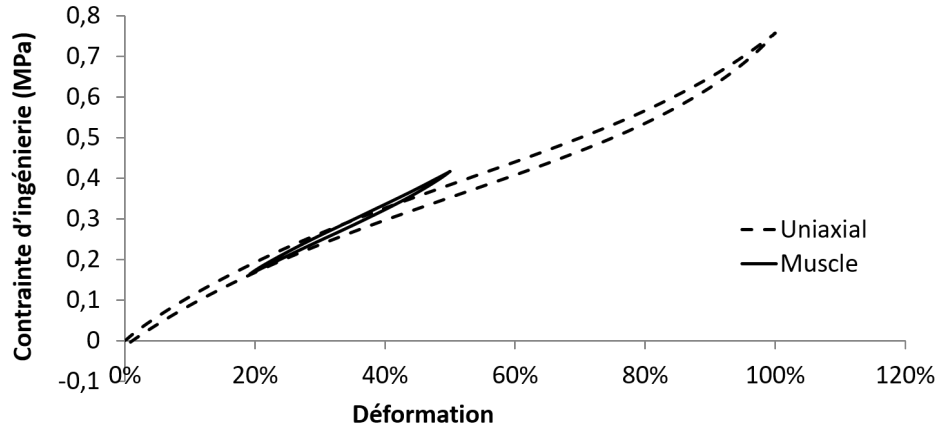


Figure A.6 Essais montrant la dissipation d'énergie lors de la déformation (allongement) d'un échantillon uniaxial et d'un muscle pressurisé à 414 kPa (figure 2.10) (un échantillon de chaque).

A.4.2 Taux de déformation

La viscoélasticité est un phénomène fonction du temps, ce qui entraîne que la vitesse de déformation affecte l'état de contrainte produit pour un état de déformation donné. Ce phénomène est observé en faisant varier, pour un même état de déformation, le taux de déformation. Avant chaque essai, l'échantillon est cyclé 10 fois pour éliminer l'effet Mullins. L'effet sur la contrainte peut alors être analysé. Les résultats des essais, présentés

à la figure A.7, démontrent que pour le silicone RTV-4260, le taux de déformation a très peu d'impact sur la force mesurée (2.75 % entre 1 mm/s et 10 mm/s).

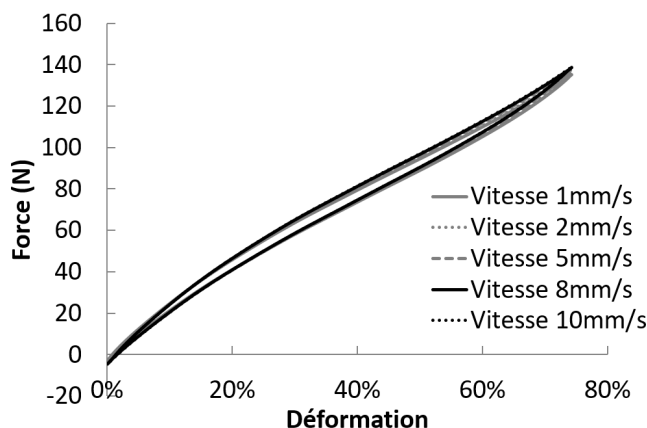


Figure A.7 Effet du taux de déformation sur la courbe force-étirement du muscle sans pression, à température constante. Un seul échantillon testé.

A.4.3 Relaxation

La relaxation est la perte de force du matériel lorsque soumis à une déformation constante. On suppose ici que la déformation globale de l'échantillon, maintenue constante, représente des déformations locales constantes. Le test effectué est le maintien constant d'un échantillon uniaxial à un ratio d'allongement $\lambda = 2$ en utilisant la machine de traction *TAXT Plus Texture Analyser*. En 20 minutes, l'échantillon perd 7 % de sa force initiale (équation A.2). Des tests à plus long terme sont prévus afin de mesurer l'impact de maintenir les muscles sous tension en permanence. Le phénomène de relaxation, dans un contexte de robotique médicale, doit être tenu en compte par le système de contrôle. La perte de force causée par la relaxation peut en effet causer des variations du comportement du robot dans le temps. Il a été démontré que la relaxation d'un échantillon uniaxial est représentative de la relaxation du matériel dans d'autres géométries. La figure A.8 présente la courbe de relaxation d'un échantillon uniaxial de silicone RTV-4260 de Dow Corning durant 20 minutes.

$$\%_{perte} = \frac{F_{initiale} - F_{20min}}{F_{initiale}} \quad (A.2)$$

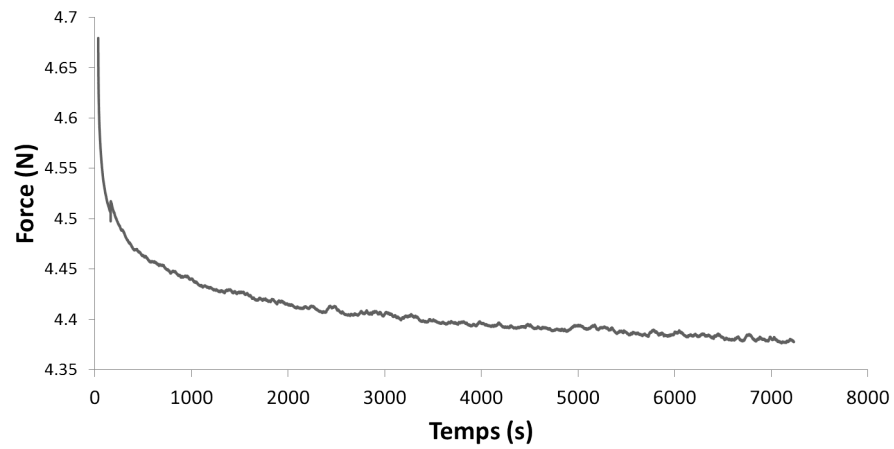


Figure A.8 Relaxation du silicone RTV-4260 à $\lambda = 2$, 20 minutes. L'équilibre n'est pas atteint après 20 minutes.

LISTE DES RÉFÉRENCES

- [1] Al-Fahaam, H., Davis, S. et Nefti-Meziani, S. (2018). The design and mathematical modelling of novel extensor bending pneumatic artificial muscles (EBPAMs) for soft exoskeletons. *Robotics and Autonomous Systems*, volume 99, p. 63–74.
- [2] Amend, J. R., Brown, E., Rodenberg, N., Jaeger, H. M. et Lipson, H. (2012). A positive pressure universal gripper based on the jamming of granular material. *IEEE Transactions on Robotics*, volume 28, numéro 2, p. 341–350.
- [3] ASTM International (2016). *Standard Test Methods for Vulcanized Rubber and Thermoplastic Elastomers–Tension*. ASTM, West Conshohocken, PA, 1–14 p. (Norme D412-16).
- [4] Baldwin, H. A. (1995). Realizable Models of Muscle Function. Dans Bootzin, D. et Muffley, H. C., *Biomechanics*. Springer US, p. 139–147.
- [5] Bathias, C. (2013). *Fatigue of Polymers and Elastomers*. John Wiley & Sons, Inc., 205–222 p.
- [6] Bathias, C., Gorju, K. L., Lu, C. et Menabeuf, L. (1997). Fatigue crack growth damage in elastomeric materials. *Fatigue and fracture mechanics*, volume 27, p. 505–513.
- [7] Bathias, C. et Pineau, A. (2008). *Fatigue des matériaux et des structures*, volume Tome 3, Vo. Hermès Science Publications, Paris, 344 p.
- [8] Battjes, K. P., Kuo, C.-M., Miller, R. L. et Saam, J. C. (1995). Strain-Induced Crystallization in Poly[methyl(3,3,3-trifluoropropyl)siloxane] Networks. *Macromolecules*, volume 28, numéro 3, p. 790–792.
- [9] Bauer, S., Bauer-Gogonea, S., Graz, I., Kaltenbrunner, M., Keplinger, C. et Schwödiauer, R. (2014). 25th anniversary article : A soft future : From robots and sensor skin to energy harvesters. *Advanced Materials*, volume 26, numéro 1, p. 149–162.
- [10] Bazergui, A., Bui-Quoc, T., Biron, A., McIntyre, G. et Laberge, C. (2012). Chargement uniaxial. Dans *Résistance des matériaux*, chapitre 2, 3^e édition. Presses inter Polytechnique, Montréal, Canada, p. 20–43.
- [11] Budynas, R. et Nisbett, K. (2010). *Shigley’s Mechanical Engineering Design*, 9^e édition. McGraw-Hill Education, New York, NY, USA, 1104 p.
- [12] Bueche, F. (1960). Molecular basis for the mullins effect. *Journal of Applied Polymer Science*, volume 4, numéro 10, p. 107–114.
- [13] Carpi, F., Smela, É., Smela, E. et Smela, É. (2009). *Biomedical Applications of Electroactive Polymer Actuators*, 1^{re} édition. John Wiley and Sons, Chichester, UK, 505 p.

-
- [14] Ching-Ping, C. et Hannaford, B. (1996). Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, volume 12, numéro 1, p. 90–102.
 - [15] Cohen, D. J., Mitra, D., Peterson, K. et Maharbiz, M. M. (2012). A Highly Elastic, Capacitive Strain Gauge Based on Percolating Nanotube Networks. *Nano Letters*, volume 12, numéro 4, p. 1821–1825.
 - [16] Company", B. M. (2012). Technical Tips : Cylinder Life Expectancy. Dans Company, B. M., *Bimba Manufacturing Company*. https://www.bimba.com/Global/Library/Technical-Tips/Cylinder_Life_Expectancy.pdf (page consultée le 2017-01-06).
 - [17] Corporation, A. (2015). Everything you need to know about Airpel Anti-Stiction air cylinders. Dans division, A. C. . A., *Airpot Corporation*. <http://airpot.com/wp-content/uploads/2015/06/2AirpelCat6-1-06.pdf> (page consultée le 2017-01-06).
 - [18] Cutkosky, M. R. et Howe, R. D. (1990). Human Grasp Choice and Robotic Grasp Analysis. Dans *Dextrous Robot Hands*. Springer New York, New York, NY, p. 5–31.
 - [19] Daerden, F. et Lefeber, D. (2002). Pneumatic artificial muscles : Actuators for robotics and automation. *European Journal of Mechanical and Environmental Engineering*, volume 47, numéro 1, p. 11–21.
 - [20] Daerden, F., Lefeber, D., Verrelst, B. et Van Ham, R. (2001). Pleated pneumatic artificial muscles : actuators for automation and robotics. Dans *Proceedings of the 2001 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics.*, volume 2. IEEE/ASME, p. 738 –743 vol.2.
 - [21] Daerden, F., Lefeber, D., Verrelst, B. et Van Ham, R. (2001). Pleated pneumatic artificial muscles : compliant robotic actuators. Dans *Proceedings 2001 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, volume 4. IEEE/RSJ, p. 1958 –1963 vol.4.
 - [22] Driver, T. A. et Shen, X. (2014). Design and Control of a Sleeve Muscle-Actuated Robotic Elbow. *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, volume 136, numéro 4, p. 041023.
 - [23] Festo (2010). Bionic Handling Assistant. Dans Festo, *Festo Canada*. <https://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/42050/Brosch> (page consultée le 2017-01-06).
 - [24] Festo (2014). Humanoid Muscle-Robot The human role model. Dans Canada, F., *Festo Corporate Design*. https://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/42092/Humanoid{_}en.pdf (page consultée le 2017-01-11).
-

-
- [25] Festo (2015). FlexShapeGripper Gripping modelled on a chameleon's tongue. Dans Festo, *Festo Canada*. <https://www.festo.com/net/SupportPortal/Files/367915/Festo{ }FlexShapeGripper{ }en.pdf> (page consultée le 2017-01-05).
- [26] Festo Canada (2016). Fluidic Muscle DMSP MAS. Dans Canada, F., *Festo Canada*. <https://www.festo.com/rep/en{ }corp/assets/pdf/info{ }501{ }en.pdf> (page consultée le 2017-11-12).
- [27] Flamm, M., Spreckels, J., Steinweger, T. et Weltin, U. (2011). Effects of very high loads on fatigue life of NR elastomer materials. *International Journal of Fatigue*, volume 33, numéro 9, p. 1189–1198.
- [28] Flitney, R. K. (2014). *Seals and Sealing Handbook*, 6^e édition. Elsevier, Oxford, 648 p.
- [29] Frisch, E. E. et Langley, N. R. (1985). *Biodurability evaluation of medical-grade high-performance silicone elastomer*. ASTM International, 278–293 p. (Norme).
- [30] Fukahori, Y. et Yamazaki, H. (1994). Mechanism of rubber abrasion. Part I : Abrasion pattern formation in natural rubber vulcanizate. *Wear*, volume 171, numéro 1-2, p. 195–202.
- [31] Galloway, K. C., Becker, K. P., Phillips, B., Kirby, J., Licht, S., Tchernov, D., Wood, R. J. et Gruber, D. F. (2016). Soft Robotic Grippers for Biological Sampling on Deep Reefs. *Soft Robotics*, volume 3, numéro 1, p. 23–33.
- [32] Galloway, K. C., Polygerinos, P., Walsh, C. J. et Wood, R. J. (2013). Mechanically programmable bend radius for fiber-reinforced soft actuators. Dans *16th International Conference on Advanced Robotics (ICAR 2013)*. IEEE, p. 1–6.
- [33] Geerk, J. et Kleinwachter, H. (1972). *Device with a pressurizable variable capacity chamber for transforming a fluid pressure into a motion* (Rapport technique). 5 p.
- [34] Gent, A. N. (1958). On the Relation between Indentation Hardness and Young's Modulus. *Rubber Chemistry and Technology*, volume 31, numéro 4, p. 896–906.
- [35] Gent, A. N., Lindley, P. B. et Thomas, A. G. (1964). Cut growth and fatigue of rubbers. I. The relationship between cut growth and fatigue. *Journal of Applied Polymer Science*, volume 8, numéro 1, p. 455–466.
- [36] Gentry, N., Hsieh, R. et Nguyen, L. (2016). *Multi-use UAV docking station systems and methods* (Rapport technique US9387928 B1). Amazon Technologies, Inc., 28 p.
- [37] Gordon, K. E., Sawicki, G. S. et Ferris, D. P. (2006). Mechanical performance of artificial pneumatic muscles to power an ankle-foot orthosis. *Journal of Biomechanics*, volume 39, numéro 10, p. 1832–1841.
- [38] Grabit (2014). *Drone delivery with Grabit electroadhesion grippers - YouTube*. <https://www.youtube.com/watch?v=w4COP3TJsrk> (page consultée le 2017-05-05).
-

-
- [39] Griffith, A. (1920). The phenomena of rupture and flow in solids. *Royal Society of London – Philosophical Transactions*, volume 221, numéro A 587, p. 163–198.
 - [40] Hainsworth, S. (2007). An environmental scanning electron microscopy investigation of fatigue crack initiation and propagation in elastomers. *Polymer Testing*, volume 26, numéro 1, p. 60–70.
 - [41] Hambling, D. (2015). *Swarm troopers : How small drones will conquer the world*, 1^{re} édition. Archangel Ink, 311 p.
 - [42] Henri, M. A. (1953). *Elastic diaphragm* (Rapport technique). 7 p.
 - [43] Immega, G. et Yariott, J. (1972). *Fluid actuator* (Rapport technique). Trish Energetics Inc, 5 p.
 - [44] International, A. (2013). *Test Methods for Vulcanized Rubber and Thermoplastic Elastomers–Tension*. ASTM International, West Conshohocken, PA (Norme ASTM D412 - 16).
 - [45] Itum, Z. et Herceg, S. (2008). Design and control of a manipulator arm driven by pneumatic muscle actuators. Dans *Proceedings of 2008 16th Mediterranean Conference on Control and Automation*. 2008 Mediterranean Conference on Control and Automation - Conference Proceedings, MED’08. Inst. of Elec. and Elec. Eng. Computer Society, Ajaccio-Corsica, France, p. 926–931.
 - [46] Keskeny, J. et Huba, A. (2007). Influences of Manufacturing Technology on the Mechanical Properties of Silicone Rubber Structures. *Materials Science Forum*, volume 537-538, p. 663.
 - [47] Kim, S., Laschi, C. et Trimmer, B. (2013). Soft robotics : A bioinspired evolution in robotics. *Trends in Biotechnology*, volume 31, numéro 5, p. 287–294.
 - [48] Kim, S., Lipson, J., Moran, C., Shimakawa, A., Kuo, J., Ikeda, D. et Daniel, B. (2013). Image quality and diagnostic performance of silicone-specific breast MRI. *Magnetic Resonance Imaging*, p. 1472–1478.
 - [49] Kingsley, D. et Quinn, R. (2002). Fatigue life and frequency response of braided pneumatic actuators. Dans *Proceedings 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, volume 3. IEEE, Washington, DC, p. 2830–2835.
 - [50] Klute, G. et Hannaford, B. (1998). Fatigue characteristics of McKibben artificial muscle actuators. Dans *Proceedings : 1998 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. Innovations in Theory, Practice and Applications*, volume 3. IEEE/RSJ, Victoria, BC, p. 1776–1781 vol.3.
 - [51] Kukolj, M. (1989). *Axially contractable actuator* (Rapport technique).
 - [52] Lake, G. J. et Lindley, P. B. (1965). The mechanical fatigue limit for rubber. *Journal of Applied Polymer Science*, volume 9, numéro 4, p. 1233–1251.
-

-
- [53] Le Saux, V., Marco, Y., Calloch, S. et Charrier, P. (2011). Evaluation of the fatigue defect population in an elastomer using X-ray computed micro-tomography. *Polymer Engineering & Science*, volume 51, numéro 7, p. 1253–1263.
- [54] Lee, C., Kim, M., Kim, J., Hong, N., Ryu, S., Kim, H. J. et Kim, S. (2017). Soft Robot Review. *International Journal of Control, Automation and Systems*, volume 15, numéro 1, p. 3–15.
- [55] Leslie, L., Kukureka, S. et Shepherd, D. E. T. (2008). Crack growth of medical-grade silicone using pure shear tests. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H : Journal of Engineering in Medicine*, volume 222, numéro 6, p. 977–982.
- [56] Li, T., Nakajima, K. et Pfeifer, R. (2013). Online learning for behavior switching in a soft robotic arm. Dans *Proceedings - IEEE International Conference on Robotics and Automation*. IEEE, p. 1296–1302.
- [57] Lipson, H. (2013). Challenges and Opportunities for Design, Simulation, and Fabrication of Soft Robots. *Soft Robotics*, volume 1, numéro 1, p. 21–27.
- [58] Manti, M., Hassan, T., Passetti, G., D’Elia, N., Laschi, C. et Cianchetti, M. (2015). A Bioinspired Soft Robotic Gripper for Adaptable and Effective Grasping. *Soft Robotics*, volume 2, numéro 3, p. 107–116.
- [59] Marissen, R., Lange, R., Bibels, S., Hinkel, P. et Nowack, H. (2005). Scanning electron microscope visualisation of crack initiation and propagation under static and fatigue loading on thermoplastic elastomers. *International Journal of Fatigue*, volume 27, numéro 1, p. 71–84.
- [60] Mars, W. V. et Fatemi, A. (2002). A literature survey on fatigue analysis approaches for rubber. *International Journal of Fatigue*, volume 24, numéro 9, p. 949–961.
- [61] Mars, W. V. et Fatemi, A. (2004). Factors That Affect the Fatigue Life of Rubber : A Literature Survey. *Rubber Chemistry and Technology*, volume 77, numéro 3, p. 391–412.
- [62] Mars, W. V. et Fatemi, A. (2005). Multiaxial fatigue of rubber : Part II : experimental observations and life predictions. *Fatigue & Fracture of Engineering Materials & Structures*, volume 28, numéro 6, p. 523–538.
- [63] Martinez, R. V., Glavan, A. C., Keplinger, C., Oyetibo, A. I. et Whitesides, G. M. (2014). Soft actuators and robots that are resistant to mechanical damage. *Advanced Functional Materials*, volume 24, numéro 20, p. 3003–3010.
- [64] Meunier, L., Chagnon, G., Favier, D., Orgéas, L. et Vacher, P. (2008). Mechanical experimental characterisation and numerical modelling of an unfilled silicone rubber. *Polymer Testing*, volume 27, numéro 6, p. 765–777.
-

-
- [65] Meyers, M. A. et Chawla, K. K. (2009). *Mechanical Behavior of Materials*. Cambridge University Press, 1 p.
- [66] Miner, M. (1945). Cumulative damage in fatigue. *American Society of Mechanical Engineers – Journal of Applied Mechanics*, volume 12, numéro 3, p. –159—164.
- [67] Miron, G., Girard, A., Plante, J.-S. et Lepage, M. (2013). Design and Manufacturing of Embedded Air-Muscles for a Magnetic Resonance Imaging Compatible Prostate Cancer Binary Manipulator. *Journal of Mechanical Design*, volume 135, numéro 1, p. 011003.
- [68] Miron, G. et Plante, J. (2016). Design Principles for Improved Fatigue Life of High-Strain Pneumatic Artificial Muscles. *Soft Robotics*, volume 00, numéro 00, p. 1–9.
- [69] Mohd Jani, J., Leary, M., Subic, A. et Gibson, M. A. (2014). A review of shape memory alloy research, applications and opportunities. *Materials & Design*, volume 56, p. 1078–1113.
- [70] Mosadegh, B., Polygerinos, P., Keplinger, C., Wennstedt, S., Shepherd, R. F., Gupta, U., Shim, J., Bertoldi, K., Walsh, C. J. et Whitesides, G. M. (2013). Pneumatic Networks for Soft Robotics that Actuate Rapidly. *Advanced Functional Materials*, volume 24, numéro 15, p. n/a–n/a.
- [71] Mosadegh, B., Polygerinos, P., Keplinger, C., Wennstedt, S., Shepherd, R. F., Gupta, U., Shim, J., Bertoldi, K., Walsh, C. J. et Whitesides, G. M. (2014). Pneumatic networks for soft robotics that actuate rapidly. *Advanced Functional Materials*, volume 24, numéro 15, p. 2163–2170.
- [72] Mott, P. H., Roland, C. M. et Hassan, S. E. (2003). Strains in an inflated rubber sheet. *Rubber Chemistry and Technology*, volume 76, numéro 2, p. 326.
- [73] National Aeronautics and Space Administration (1995). *Human Performance Capabilities*. National Aeronautics and Space Administration, 22 p. (Norme Vol. 1, Section 4).
- [74] Nithi-Uthai, N. et Laksanacharoen, S. (2009). Extending fatigue life of McKibben artificial muscle actuators. Dans *The Minerals, Metals and Materials Society - 3rd International Conference on Processing Materials for Properties*, volume 1. The Minerals, Metals and Materials Society, Bangkok, Thailand, p. 453–456.
- [75] Noritsugu, T., Takaiwa, M. et Sasaki, D. (2008). Power assist wear driven with pneumatic rubber artificial muscles. Dans *Proceedings of 2008 15th International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice*. 15th International Conference on Mechatronics and Machine Vision in Practice, M2VIP’08. Inst. of Elec. and Elec. Eng. Computer Society, Auckland, New zealand, p. 539–544.
- [76] Park, Y.-L., Chen, B.-r., Pérez-Arancibia, N. O., Young, D., Stirling, L., Wood, R. J., Goldfield, E. C. et Nagpal, R. (2014). Design and control of a bio-inspired soft
-

- wearable robotic device for ankle-foot rehabilitation. *Bioinspiration & Biomimetics*, volume 9, numéro 1, p. 016007.
- [77] Patel, D. K., Sakhaei, A. H., Layani, M., Zhang, B., Ge, Q. et Magdassi, S. (2017). Highly Stretchable and UV Curable Elastomers for Digital Light Processing Based 3D Printing. *Advanced Materials*, volume 29, numéro 15, p. 1606000.
- [78] Pfeifer, R., Marques, H. et Iida, F. (2013). Soft robotics : The next generation of intelligent machines. Dans *Twenty-Third International Joint Conference on Artificial Intelligence*. AAAI Press, Menlo Park, CA, p. 5–11.
- [79] Plante, J.-S., Tadakuma, K., DeVita, L., Kacher, D., Roebuck, J., DiMaio, S., Jolesz, F. et Dubowsky, S. (2009). An MRI-compatible needle manipulator concept based on elastically averaged dielectric elastomer actuators for prostate cancer treatment : An accuracy and MR-compatibility evaluation in phantoms. *Journal of Medical Devices, Transactions of the ASME*, volume 3, numéro 3, p. 031005–031005–10.
- [80] Polygerinos, P., Lyne, S., Wang, Z., Nicolini, L. F., Mosadegh, B., Whitesides, G. M. et Walsh, C. J. (2013). Towards a soft pneumatic glove for hand rehabilitation. Dans *IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*. IEEE, p. 1512–1517.
- [81] Polygerinos, P., Wang, Z., Overvelde, J. T. B., Galloway, K. C., Wood, R. J., Bertoldi, K. et Walsh, C. J. (2015). Modeling of Soft Fiber-Reinforced Bending Actuators. *IEEE Transactions on Robotics*, volume 31, numéro 3, p. 778–789.
- [82] Prodrone (2016). *PRODRONE Unveils the World’s First Dual Robot Arm Large-Format Drone | PRODRONE*. <https://www.prodrone.jp/en/archives/1420/> (page consultée le 2017-05-05).
- [83] Proulx, S. et Plante, J.-S. (2011). Design and Experimental Assessment of an Elastically Averaged Binary Manipulator Using Pneumatic Air Muscles for Magnetic Resonance Imaging Guided Prostate Interventions. *Journal of Mechanical Design*, volume 133, numéro 11, p. 111011–9.
- [84] Rahimi, A. et Mashak, A. (2013). Review on rubbers in medicine : natural, silicone and polyurethane rubbers. *Plastics, Rubber and Composites*, volume 42, numéro 6, p. 223–230.
- [85] Reuge, N., Schmidt, F. M., Le Maout, Y., Rachik, M. et Abbé, F. (2001). Elastomer biaxial characterization using bubble inflation technique. I : Experimental investigations. *Polymer Engineering and Science*, volume 41, numéro 3, p. 522–531.
- [86] Rivlin, R. S. et Thomas, A. G. (1953). Rupture of rubber. I. Characteristic energy for tearing. *Journal of Polymer Science*, volume 10, numéro 3, p. 291–318.
- [87] Ro, H. S. (1989). *Modeling and interpretation of fatigue failure initiation in rubber related to pneumatic tires*. Thèse de doctorat, Purdue University, West Lafayette, Indiana, 172 p.
-

-
- [88] Roach, J. F. (1982). *Crack Growth in Elastomers Under Biaxial Stresses*. Thèse de doctorat, University of Akron, United States – Ohio, 338 p.
- [89] Roberts, B. et Benzies, J. (1978). Relationship between uniaxial and equibiaxial fatigue in gum and carbon-black-filled vulcanizates. *Plast Rubber Mater Appl*, volume 3, numéro 2, p. 49–54.
- [90] Robinson, R. M., Kothera, C. S., Woods, B. K. S., Vocke, R. D. et Wereley, N. M. (2011). High Specific Power Actuators for Robotic Manipulators. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, volume 22, numéro 13, p. 1501–1511.
- [91] Rudolph, R. et Forcier, N. (2009). Calculation of Silicone Breast Implant Volumes Using Breast Magnetic Resonance Imaging. *Aesthetic Surgery Journal*, volume 29, numéro 4, p. 310–313.
- [92] Rus, D. et Tolley, M. T. (2015). Design, fabrication and control of soft robots. *Nature*, volume 521, numéro 7553, p. 467–475.
- [93] Samuel, B. et Haque, M. (2008). Visualization of crack blunting using secondary fluorescence in soft polymers. *Polymer Testing*, volume 27, numéro 4, p. 404–411.
- [94] Sasso, M., Palmieri, G., Chiappini, G. et Amodio, D. (2008). Characterization of hyperelastic rubber-like materials by biaxial and uniaxial stretching tests based on optical methods. *Polymer Testing*, volume 27, p. 995–1004.
- [95] Schindel, J., Muruganandham, M., Pigge, F. C., Anderson, J. et Kim, Y. (2013). Magnetic resonance imaging (MRI) markers for MRI-guided high-dose-rate brachytherapy : novel marker-flange for cervical cancer and marker catheters for prostate cancer. *International journal of radiation oncology, biology, physics*, volume 86, numéro 2, p. 387–393.
- [96] Shepherd, R. F., Ilievski, F., Choi, W., Morin, S. A., Stokes, A. A., Mazzeo, A. D., Chen, X., Wang, M. et Whitesides, G. M. (2011). Multigait soft robot. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, volume 108, numéro 51, p. 20400–20403.
- [97] Shintake, J., Rosset, S., Schubert, B., Floreano, D. et Shea, H. (2016). Versatile Soft Grippers with Intrinsic Electroadhesion Based on Multifunctional Polymer Actuators. *Advanced Materials*, volume 28, numéro 2, p. 231–238.
- [98] Soft Robotics (2017). *Technology — Soft Robotics*. <https://www.softroboticsinc.com/technology/> (page consultée le 2017-04-10).
- [99] Sun, C., Gent, A. et Marteny, P. (2000). Effect of Fatigue Step Loading Sequence on Residual Strength. *Tire Science and Technology*, volume 28, numéro 3, p. 196–208.
- [100] Taylor Farms (2016). *Taylor Farms Innovates With Soft Robotics / Taylor Farms*. <http://www.taylorfarms.com/news/taylor-farms-innovates-soft-robotics/> (page consultée le 2017-08-11).
-

-
- [101] Thomas, A. G. (1958). Rupture of rubber. V. Cut growth in natural rubber vulcanizates. *Journal of Polymer Science*, volume 31, numéro 123, p. 467–480.
- [102] Thomas, A. G. (1960). Rupture of rubber. VI. Further experiments on the tear criterion. *Journal of Applied Polymer Science*, volume 3, numéro 8, p. 168–174.
- [103] Thomas, J., Polin, J., Sreenath, K. et Kumar, V. (2013). Avian-Inspired Grasping for Quadrotor Micro UAVs. *Volume 6A : 37th Mechanisms and Robotics Conference*, p. V06AT07A014.
- [104] Thorup, T. (2012). Characterisation of Fatigue Crack Growth in Silicone for DEAP Technology. Dans *Proceedings of International Mechanical Engineering Congress and Exposition - Volume 3*. ASME, p. 627–634.
- [105] Tolley, M. T., Shepherd, R. F., Mosadegh, B., Galloway, K. C., Wehner, M., Karpelson, M., Wood, R. J. et Whitesides, G. M. (2014). A Resilient, Untethered Soft Robot. *Soft Robotics*, volume 1, numéro 3, p. 213–223.
- [106] Tondu, B. (2007). Artificial Muscles for Humanoid Robots. Dans Hackel, M., *Humanoid Robots : Human-like Machines*, chapitre 5. I-Tech Education and Publishing, Vienna, Austria, p. 89–122.
- [107] Tondu, B. et Lopez, P. (2000). Modeling and control of McKibben artificial muscle robot actuators. *IEEE Control Systems*, volume 20, numéro 2, p. 15–38.
- [108] Treloar, L. R. G. (1944). Strains in an Inflated Rubber Sheet, and the Mechanism of Bursting. *Rubber Chemistry and Technology*, volume 17, numéro 4, p. 957–967.
- [109] Triki, E., Nguyen-Tri, P., Gauvin, C., Azaiez, M. et Vu-Khanh, T. (2015). Combined puncture/cutting of elastomer membranes by pointed blades : Characterization of mechanisms. *Journal of Applied Polymer Science*, volume 132, numéro 26, p. 42150 1–8.
- [110] Trivedi, D., Rahn, C. D., Kier, W. M. et Walker, I. D. (2008). Soft robotics : Biological inspiration, state of the art, and future research. *Applied Bionics and Biomechanics*, volume 5, numéro 3, p. 99–117.
- [111] Tsunoda, K. (2010). Fatigue testing methods for elastomers. *International Polymer Science and Technology*, volume 37, numéro 5, p. T47–T55.
- [112] Ueda, J., Ming, D., Krishnamoorthy, V., Shinohara, M. et Ogasawara, T. (2010). Individual Muscle Control Using an Exoskeleton Robot for Muscle Function Testing. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, volume 18, numéro 4, p. 339–350.
- [113] Verron, E., Marckmann, G. et Peseux, B. (2001). Dynamic inflation of non-linear elastic and viscoelastic rubber-like membranes. *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, volume 50, numéro 5, p. 1233–1251.
-

-
- [114] Villegas, D., Van Damme, M., Vanderborght, B., Beyl, P. et Lefeber, D. (2012). Third-Generation Pleated Pneumatic Artificial Muscles for Robotic Applications : Development and Comparison with McKibben Muscle. *Advanced Robotics*, volume 26, numéro 11-12, p. 1205–1227.
- [115] Voica, Alex (2016). *Solving the challenges of robotic picking – Ocado Technology*. <http://ocadotechnology.com/blog/solving-the-challenges-of-robotic-picking/> (page consultée le 2017-08-11).
- [116] Wang, Z., Chen, M. Z. Q. et Yi, J. (2015). Soft robotics for engineers. *HKIE Transactions*, volume 0, numéro 0, p. 1–10.
- [117] Ward, I. M. et Sweeney, J. (2004). *An Introduction to the Mechanical Properties of Solid Polymers*. Wiley, 404 p.
- [118] Woods, B., Gentry, M., Kothera, C. et Wereley, N. (2012). Fatigue life testing of swaged pneumatic artificial muscles as actuators for aerospace applications. *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, volume 23, numéro 3, p. 327–343.
- [119] Wu, Q., Lee, J. N., Cai, Z. et Zhou, D. (2009). Creep behavior of borate-treated strandboard : effect of zinc borate retention, wood species, and load level. *Maderas. Ciencia y Tecnología*, volume 11, numéro 1, p. 19–32.
- [120] Yamaguchi, K., Thomas, A. G. et Busfield, J. J. C. (2015). Stress relaxation, creep and set recovery of elastomers. *International Journal of Non-Linear Mechanics*, volume 68, p. 66–70.
- [121] Yap, H. K., Ng, H. Y. et Yeow, C.-H. (2016). High-Force Soft Printable Pneumatics for Soft Robotic Applications. *Soft Robotics*, volume 3, numéro 3, p. 144–158.
- [122] Zarrin-Ghalami, T. et Fatemi, A. (2013). Cumulative fatigue damage and life prediction of elastomeric components. *Fatigue and Fracture of Engineering Materials and Structures*, volume 36, numéro 3, p. 270–279.
-